

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局(43) 国際公開日
2004 年 6 月 17 日 (17.06.2004)

PCT

(10) 国際公開番号
WO 2004/049923 A1

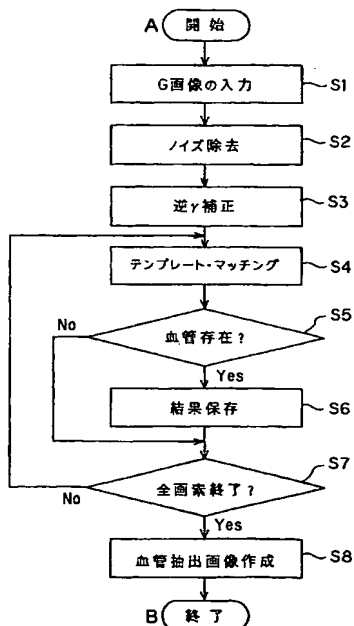
- (51) 国際特許分類: A61B 1/04
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2003/015582
- (22) 国際出願日: 2003 年 12 月 5 日 (05.12.2003)
- (25) 国際出願の言語: 日本語
- (26) 国際公開の言語: 日本語
- (30) 優先権データ:
特願2002-354290 2002 年 12 月 5 日 (05.12.2002) JP
- (71) 出願人 (米国を除く全ての指定国について): オリンパス株式会社 (OLYMPUS CORPORATION) [JP/JP];
〒151-0072 東京都 渋谷区 幡ヶ谷二丁目 4 3 番 2 号
Tokyo (JP).
- (72) 発明者; および
- (75) 発明者/出願人 (米国についてのみ): 西村 博一

- (NISHIMURA, Hirokazu) [JP/JP]; 〒192-0912 東京都
八王子市 絹ヶ丘一丁目 1 番 1-103 号 Tokyo (JP).
田中 秀樹 (TANAKA, Hideki) [JP/JP]; 〒206-0001 東京
都 多摩市 和田 2 0 0 3 番 3 号 Tokyo (JP). 山崎 健二
(YAMAZAKI, Kenji) [JP/JP]; 〒191-0011 東京都 日野
市 日野本町七丁目 8 番 3 1 号 Tokyo (JP).
- (74) 代理人: 伊藤 進 (ITO, Susumu); 〒160-0023 東京都
新宿区 西新宿七丁目 4 番 4 号 武蔵ビル Tokyo (JP).
- (81) 指定国 (国内): AE, AG, AL, AM, AT, AU, AZ, BA, BB,
BG, BR, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK,
DM, DZ, EC, EE, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, HR, HU,
ID, IL, IN, IS, KE, KG, KP, KR, KZ, LC, LK, LR, LS, LT,
LU, LV, MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX, MZ, NI, NO,
NZ, OM, PG, PH, PL, PT, RO, RU, SC, SD, SE, SG, SK,
SL, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC,
VN, YU, ZA, ZM, ZW.

[続葉有]

(54) Title: IMAGE PROCESSING DEVICE AND IMAGE PROCESSING METHOD

(54) 発明の名称: 画像処理装置および画像処理方法



A...START
 S1...INPUT IMAGE G
 S2...REMOVE NOISE
 S3...REVERSE γ CORRECTION
 S4...TEMPLATE MATCHING
 S5...BLOOD VESSEL PRESENT?
 S6...STORE THE RESULT
 S7...ALL PIXELS COMPLETED?
 S8...CREATE BLOOD VESSEL
 EXTRACTION IMAGE
 B...END

(57) Abstract: An image processing method includes an input step for inputting an image and an extraction step for performing matching between a template obtained by modeling a predetermined structure component in the image and the image input by the input step and extracting a structure component to be extracted in the image.

(57) 要約: 本発明の画像処理方法は、画像を入力する入力ステップと、前記画像中の所定の構造成分をモデル化したテンプレートと前記入カステップで入力された画像とのマッチングを行い、この画像中の抽出対象とする構造成分を抽出する抽出ステップを有する。



(84) 指定国 (広域): ARIPO 特許 (BW, GH, GM, KE, LS, MW, MZ, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア特許 (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), ヨーロッパ特許 (AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HU, IE, IT, LU, MC, NL, PT, RO, SE, SI, SK, TR), OAPI 特許 (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

添付公開書類:

— 国際調査報告書

2文字コード及び他の略語については、定期発行される各PCTガゼットの巻頭に掲載されている「コードと略語のガイダンスノート」を参照。

明 細 書

画像処理装置および画像処理方法

5 技術分野

本発明は内視鏡画像等に対して特徴量を評価し易くする等の画像処理を行う画像処理方法に関する。

背景技術

- 10 近年、細長の挿入部を体腔内に挿入し、固体撮像素子等を撮像手段に用いて体腔内臓器等をモニタ画面により観察し、検査あるいは診断することのできる内視鏡装置が広く用いられている。また、前記体腔内臓器へ超音波を照射し、この超音波の反射あるいは透過度等により該体腔内臓器の状況をモニタ画面により観察し、
- 15 検査あるいは診断することのできる超音波内視鏡装置も広く用いられている。

これらの内視鏡装置を用いた最終的な診断は医師の主観に依存している部分が多大であり、客観的・数値的な診断に直接結びつく内視鏡診断支援装置の実現が望まれている。

- 20 内視鏡診断支援装置は画像内における関心領域（ROI）から算出された様々な特徴量を用い、閾値処理あるいは統計的・非統計的識別器を用いて診断対象とする画像がどのような所見や病変に分類されるかを医師に提示することにより、客観的・数値的な診断の支援を行うものである。

- 25 特徴量は内視鏡画像上の様々な所見を反映した数値であり、画像処理手法の適用により得られるものである。例えば「発赤により粘膜表面が赤い」といった色調に関する所見を特徴量化する場合には、内視鏡画像を構成するRGB各データを用いて、 $R / (R + G + B)$ を各画素ごとに求め、その平均値を特徴量として使用するこ

とができる（この特徴量は一般に色度と呼ばれる）。また、近年内視鏡分野においては胃粘膜血流量を反映した色調の特徴量として、 $321 \log_2 (R/G)$ により得られるヘモグロビン指標が広く用いられている。

- 5 さらに、透見血管像に見られる血管の拡張・蛇行や胃小区の形態の大小・不整度・胃小区間の溝幅等、内視鏡画像における粘膜表面構造に関する所見も種々の疾患に対する診断の重要な要素となっており、これらに対しても画像処理手法の適用により特徴量として数値化することができる。このような特徴量算出においては、特許第2918162号公報に示されている手法がある。

- 10 近年においては、公知のGaborフィルタを用いて算出されるGabor特徴に対し内視鏡画像への適用のための改良を加えた空間周波数解析手法により、粘膜表面構造の細かさ、粘膜表面構造が呈する模様の方角性等を特徴量として数値化する内視鏡画像処理方法がある。

- 15 また、複数の異なる所見から得た各特徴量を組み合わせて特徴ベクトルとして用いることにより、より複雑かつ正確な診断の支援を行うことができる。内視鏡診断支援装置の精度向上においては、重要な内視鏡画像所見を数値化するための高精度の特徴量算出手法が非常に重要であるといえる。

- 20 このような内視鏡診断支援装置及び特徴量算出手法の例として、特開平10-14864号公報に示す例がある。

- 25 内視鏡観察における診断上重要な所見として、病変形状・大きさ、粘膜色調、透見血管像及び粘膜表面構造（pit等により構成される模様像）があげられる。本発明は、これらの所見の中で透見血管像及び粘膜表面構造に対する画像処理方法に関するものである。

透見血管像が重要な所見となる疾病としては、例えば潰瘍性大腸炎があげられ、炎症の程度、寛解の判定等において重要なもの

となっている。

また、最近の内視鏡装置においては、高画質化、固体撮像素子（CCD等）の高画素化、さらには通常の内視鏡と同等の外径と操作性を保ちつつ拡大観察（ズーミング）機能を有する拡大内視鏡の
5 登場により、粘膜表面の極めて微細な毛細血管像や胃・大腸の腺口（pit）構造が明瞭に観察されるようになっている。

従来組織標本を実体顕微鏡下で観察していたのと同レベルの生体像を内視鏡下で臨床検査時に観察することが可能となり、それらの微細構造観察所見を用いた新たな診断学が消化管及び気管支
10 分野において盛んに研究・確立されてきている。

このような例としては、

文献 1（H. Inoue, MAGNIFICATION ENDOSCOPY IN THE SOPHAGUS AND STOMACH, Digestive Endoscopy, JAPAN ASTROENTEROLOGICAL
ENDOSCOPY SOCIETY, Vol. 13, Supplement,
15 July 2001, pp. S40-S41）に示された食道粘膜の微小血管像（Interpapillary capillary loop, IPCL）における形態変化による食道腫瘍性病変（腺腫、がん）の診断。

文献 2（K. Yagi, ENDOSCOPIC FEATURES AND MAGNIFIED VIEWS OF THE CORPUS IN THE HELICOBACTER PYLORI-NEGATIVE STOMACH, Digestive Endoscopy, JAPAN GASTROENTEROLOGICAL ENDOSCOPY
20 SOCIETY, Vol. 13, Supplement, July 2001, pp. S34-S35）における胃集合細静脈観察によるヘリコバクターピロリ感染診断。

文献 3（K. Yao他, MICROGASTROSCOPIC FINDINGS OF MUCOSAL MICROVASCULAR ARCHITECTURE AS VISUALIZED BY MAGNIFYING
25 ENDOSCOPY, Digestive Endoscopy, JAPAN GASTROENTEROLOGICAL ENDOSCOPY SOCIETY, Vol. 13, Supplement, July 2001, pp. S27-S33）における胃微細血管像観察による粘膜萎縮及び腫瘍性病変種別診断。

文献 4（工藤進英, 陥凹型早期大腸癌, 日本メディカルセンタ

一, 1996, pp. 33-40) における pit pattern 分類を用いた大腸腫瘍性病変診断。

文献 5 (渋谷 潔 他, 拡大気管支ビデオスコープを用いた Bronchial Dysplasia の微細観察, 第 22 巻 第 8 号, 2000 年 12 月, pp. 613-616)

5 における気管支の微細血管網観察による気管支炎・がんに対する診断。

があげられる。

一方、これらの内視鏡所見に対する診断は医師の主観判断に基づくものであることから、経験及び知識の違いにより診断結果が異なる可能性があるという問題があり、画像処理による定量的かつ客観的な診断支援情報の提供が望まれている。

より具体的には、血管、pit 等の構造を画像から抽出し、その形態、大きさ、均一性、規則性等を様々な画像処理方法の適用により数値化（特徴量と呼ばれる）し、線形判別関数、ニューラルネットワーク等の識別器を用いることで客観的診断支援を実現する。

また、本出願人においては例えば特許第 2 9 1 8 1 6 2 号において二値化処理を用いた画像処理・解析手法を開示している。

しかしながら、二値化等による構造抽出をとみなう画像処理方法の内視鏡画像への適用においては、以下のような問題があった。

20 内視鏡画像は観察距離・角度が一定ではなく、さらに観察対象が曲面形状を有する場合も多々あることから画像中の明暗変化が大きい。また、大腸 pit pattern 観察像においては pit の明瞭化のために一般にインジゴカルミンあるいはクリスタルバイオレット等に代表される色素・染色剤を撒布するが、染色濃度が異なったり、撒布むら（pit でない間質部にまで色素が残ってしまう状態）
25 が発生する場合がある。

二値化処理においては一般に閾値処理を実行するが、これらの理由から固定的な閾値を用いることは困難である。また、画像ごとに閾値を変更（文字認識分野等で研究されている）しても、明

暗変化や色素の撒布状態により、画像内の局所ごとに抽出結果に違いが現われ、抽出漏れ等が発生することがあるという問題がある。

5 本発明はこれらの問題を鑑みてなされたもので、血管像、pit pattern等の（内視鏡）画像中の抽出対象となる構造部分を良好に抽出することができる画像処理方法を提供することを目的とする。

また、血管像、pit pattern等の（内視鏡）画像中の抽出対象となる構造部分を画像の撮像条件によらず良好に抽出することができる画像処理方法を提供することも目的とする。

10 さらに、高精度の診断支援情報を実現する特徴量算出のための画像処理方法を合わせて提供することを目的とする。

発明の開示

15 本発明の画像処理方法は、画像を入力する入力ステップと、前記画像中の所定の構造成分をモデル化したテンプレートと前記入力ステップで入力された画像とのマッチングを行い、この画像中の抽出対象とする構造成分を抽出する抽出ステップを有する。

図面の簡単な説明

20 図1：本発明の第1の実施形態である、画像処理方法を実行するパーソナルコンピュータの構成を示すブロック図。

図2：本実施形態における画像処理方法の処理内容を説明するためのフローチャート。

図3：血管像を説明するための説明図。

25 図4：本実施形態における血管モデルを説明するための説明図。

図5：テンプレートの作成例を説明するための説明図。

図6：テンプレート・マッチングにおける1次元方向の組み合わせの例を説明するための説明図。

図7：テンプレート・マッチングによる血管位置の判定を説明

するための血管像の説明図。

図 8 : テンプレート・マッチングによる血管位置の判定を説明するための説明図。

5 図 9 : 本発明の第 2 の実施形態における一連の処理を説明するためのフローチャート。

図 10 : 帯域通過型フィルタの周波数特性を説明するための説明図。

図 11 : 本実施形態における原画像例を示す図。

図 12 : 処理経過の途中の第 1 の画像例を示す図。

10 図 13 : 処理経過の途中の第 2 の画像例を示す図。

図 14 : 処理経過の途中の第 3 の画像例を示す図。

図 15 : 処理経過の途中の第 4 の画像例を示す図。

図 16 : 処理結果画像例を示す図。

15 図 17 : 本発明の第 3 の実施形態における一連の処理の流れを説明するためのフローチャート。

図 18 : 図 17 に示すフローチャートにおけるステップ S 24 の二値画像生成の処理内容を示すフローチャート。

図 19 : 帯域通過型フィルタの特性例の説明図。

20 図 20 : 本発明の第 4 の実施形態における画像処理方法の対象となる血管所見の説明図。

図 21 : 本発明の第 4 の実施形態における一連の処理内容を示すフローチャート。

図 22 : 特徴量を説明するための説明図。

25 図 23 : 本発明の第 5 の実施形態における処理内容を示すフローチャート。

発明を実施するための最良の形態

以下、図面を参照して本発明の実施形態を説明する。

(第 1 の実施形態)

まず、本発明の第1の実施形態について図1～図8を用いて説明する。

図1～図8は本発明の第1の実施形態に係り、図1は本実施形態における画像処理方法を実行するためのパーソナルコンピュータの構成を説明するための構成図、図2は本実施形態における画像処理方法の内容を説明するためのフローチャート、図3は血管像を説明するための説明図、図4は本実施形態における血管モデルを説明するための説明図、図5はテンプレートの作成例を説明するための説明図、図6はテンプレート・マッチングにおける1次元方向の組合わせ例を説明するための説明図、図7及び図8はテンプレート・マッチングによる血管位置の判定を説明するための説明図である。

本発明の第1の実施形態は、特に内視鏡画像における樹枝状の血管像の抽出に有効な画像処理方法に関する。以下、図面を参照して本実施形態における画像処理方法について説明する。

内視鏡画像における透見血管像は、様々な太さの血管が樹枝のような構造を呈するものがある。これは、ドレナージ血管と呼ばれる太い血管と、そこから分岐する細い血管により構成されている。

これらの血管は太さのみでなく粘膜下に存在する深さも異なることから鮮鋭度（一般に深い程ぼけて見える）にも違いが生じている。このような血管像に対して、以下に説明する一連の抽出処理を適用する。そして、抽出対象となる構造部分としての血管像を良好に抽出して、客観的な診断支援ができるようにする。

なお、本発明における内視鏡画像は大きさ（横×縦の画素数）が $ISX \times ISY$ 、RGBの3（色成分）画像から構成され、R、G及びBの各画像はそれぞれ0から255の値からなる8ビットの階調を備えるものとする。

本実施形態における一連の画像処理方法は、パーソナルコンピ

ユータ上で動作するプログラムとして実現される。図 1 は本実施形態に用いるパーソナルコンピュータ及び周辺機器等の構成の説明図である。

5 パーソナルコンピュータ 1 は、CPUである演算手段 2 と、データ格納や作業エリアに使用されるメインメモリ 3 と、プログラム等を記憶するプログラム記憶手段 4（本実施形態においてはハードディスク（図 1 ではHDと略記）であるものとする）を備えると共に、CRT等の表示手段 5 と、マウス、キーボード等の入力手段 6 と、光磁気ディスク（MO）ドライブ等の外部記憶手段 7 とが接続されている。

10 また、ネットワークアダプタ 8 等を介してLAN（Local Area Network）等の外部ネットワーク 9 に接続されている。また、この外部ネットワーク 9 には内視鏡検査を行う内視鏡装置 11 や、内視鏡装置 11 による内視鏡検査の画像データをファイリング等する画像ファイリング装置 12 が接続されている。

15 そしてパーソナルコンピュータ 1 は、外部ネットワーク 9 を介して画像ファイリング装置 12 或いは内視鏡装置 11 等から画像データの取得を行うことができるようになっている。

20 このパーソナルコンピュータ 1 は、プログラム記憶手段 4 に記憶されたプログラムをメインメモリ 3 に読み込み、演算手段 2 において実行する。

25 また、画像処理対象となる画像データは、ファイルとして外部記憶手段 7 からオフラインもしくは外部ネットワーク 9 を経由したオンラインでの取得が可能となっている。また、プログラム記憶手段 4 が十分な容量を備える場合には、プログラムと同様にパーソナルコンピュータ 1 内に保存することも可能となっている。

本実施形態では、例えばプログラム記憶手段 4 を形成するハードディスクには、後述するように入力される画像から抽出対象とする構造部分をモデル化した血管モデル等のテンプレートを格納

している。

そして、演算手段 2 を形成する CPU により、画像中の各画素に対してテンプレートをを用い、テンプレートとの相関量を算出する演算処理を行い、相関が高いものからその位置を特定して、その構造部分を抽出する。つまりテンプレートマッチングを行うことにより、抽出対象とする構造部分を抽出する。この場合、テンプレートのパラメータの値を変更することにより、複数の異なるテンプレートを用意して、異なる形状、サイズの抽出対象に対しても抽出ができるようにしている。

図 2 は本実施形態における画像処理方法による処理内容を説明するためのフローチャートである。

始めに、ステップ S 1 においてパーソナルコンピュータ 1 の演算手段 2 は、画像ファイリング装置 1 2 等から取り込む原画像として G 画像（成分）を入力する。通常の（色素、染色剤等を使用しない）内視鏡画像においては、血管像、粘膜表面模様等の構造成分は、主に粘膜内の血液による光の吸収変動により構成される。

より詳しくは、血液中のヘモグロビンの吸収帯域（波長）に最も依存し、構造成分は一般に G 画像に多く含まれることが知られている。具体的には血液量が多いほど吸収が大きく、G 画像の画素の値は低くなり、少ないほど吸収されず反射されることから画素の値は高くなる。

次のステップ S 2 においては、前処理としてランダムノイズ等に対するノイズ除去処理を適用する。本実施形態においては公知のメディアンフィルタリング（注目画素を含むマスク内の画素値を大きさで並べ替え、中央値で注目画素の値を置き換える）を大きさ 3×3 の画素サイズで適用する。

次のステップ S 3 においては逆 γ 補正を適用する。 γ 補正は、画像をモニタ等に表示する際に視覚的に線形な階調を与えるために適用された非線形処理であり、逆 γ 補正はこれを元の線形階調

に戻すものである。

続くステップ S 4 においては、テンプレートを用いたマッチング、つまりテンプレート・マッチングによる血管抽出処理を適用する。以下、本ステップ 4 におけるテンプレート・マッチングの
5 詳細について説明する。

内視鏡画像における血管像に対して、例えば図 3 に示すように 1 次元方向（x 方向）で画素値の変動を抽出して切り出した場合、図 4 に示す半楕円（もしくは半円）に類した形状（以下、単に半楕円形状とする）にモデル化（以下、これを血管モデルと称
10 する）することができる。

したがって、半楕円形状を規定する W 及び D をパラメタとしたテンプレートを作成し、相関が大である画素を抽出することで血管位置を特定し、抽出することができる。また、血管の幅については該当するテンプレートのパラメタ W から決定することができる。
15 図 4 における半楕円形状の関数は、x を 1 次元方向で見た画素の座標、y を画素値として

$$y = k - \frac{D}{W} \sqrt{W^2 - x^2} \quad (1)$$

20

と表すことができる。

ここで、W 及び D はそれぞれ図 4 における血管モデルの半楕円形状の幅及び深さを規定するパラメタ、k は固定的に与える実数で内視鏡画像に対しては例えば 15 とする。さらに、実際の内視鏡画像に
25 においては焦点外れ等から様々なぼけが加わることから、式（1）から得られる血管モデルに対してガウシアン関数

$$y = \frac{1}{\sqrt{2\pi}\sigma} e^{-\frac{x^2}{2\sigma^2}} \quad (2)$$

を用いた平滑化処理（デジタル画像における畳み込み演算によるフィルタリング。なお、畳み込み演算については公知技術であるため説明は省略する）を適用する。

ここで、 σ はガウシアン関数における標準偏差で、ぼけの強さを規定するパラメタとして使用され、 σ が大であるほど強くぼける効果を有する。さらに、本実施形態においては、後述するマッチングにおける画像の明るさの違いによる影響を除外するために、対数変換によってy方向のスケール変換（濃度変換）を適用する。

撮像時の光量の違いは画素値に対して乗算項として影響を与えるが、対数変換により加算項として分離され、影響を縮小することができ、血管抽出精度をより高めることが可能となる。つまり、対数変換によるスケール変換を適用することにより、撮影条件に殆ど依らないで血管像等を良好に抽出できるようにしている。

次に、作成した血管モデルをステップ S 4 におけるテンプレート・マッチングでのテンプレートとして使用するための離散化を行う。本実施形態においては、連続関数値である血管モデルをテンプレート 1 要素（画像に対しては画素に相当する）あたり 10 個のサブ要素となるよう一旦離散化し、さらにサブ要素値 10 個の平均値を算出することにより離散化されたテンプレートを作成する（平均化により、テンプレートの要素間の変動を滑らかにする効果を与える）。

さらに、実際の血管像は様々な幅（太さ）、深さ（画素値の変動の大きさ）を備えるため、W、Dの組合わせを変更することにより複数のテンプレートを作成する。また、ぼけの程度の変化に対しては σ の変更によるテンプレートの追加が可能である。

図 5 に W 及び σ の変更により得られるテンプレートの例を示す。なお、ここでは D=50 に固定している。図 5 においては、W=1~5 (step(刻み) 1.0)、 $\sigma=0.0\sim 4.0$ (step 1.0) の各組み合わせのテンプレートを示している。テンプレートのサイズは W 及び σ に応じ

て適宜変更し、本実施形態においてはテンプレートの両端において $y \approx 0.0$ となる画素位置に1画素分の余裕を持たせたるものとする。

- 5 続いて、上記テンプレートを用いたテンプレート・マッチングについて説明する。マッチングは画像 f 上の各画素に対して上記テンプレートを畳み込み演算と同様に重畳し、

$$10 \quad R = \frac{\sum_{i=0}^{N-1} (f_x(i) - f_{xM})(t(i) - t_M)}{\sqrt{\sum_{i=0}^{N-1} (f_x(i) - f_{xM})^2} \sqrt{\sum_{i=0}^{N-1} (t(i) - t_M)^2}} \quad (3)$$

で示される正規化相互相関 R を算出することにより実行する(正規化相互相関については公知技術であるため説明は省略する)。

- 15 ここで、 N はテンプレートのサイズ、 $f_x(i)$ は画像からテンプレートに合わせて1次元で切り出した N 個の中の i 番目の画素、 f_{xM} は $f_x(i)$ の平均値、 $t(i)$ はテンプレートの i 番目の要素の値、 t_M は $t(i)$ の平均値である。 R は $0 \leq R \leq 1$ の値をとり、1に近いほど一致度が高いことを示す。

- 20 また、実際の内視鏡画像における血管は様々な方向に走行していることから、テンプレート及び切り出す画素の方向を例えば図6に示す 0° 、 45° 、 90° 及び 135° の4方向について適用する。これらの4方向に対し式(3)の正規化相互相関を適用した結果をそれぞれ R_0 、 R_{45} 、 R_{90} 及び R_{135} とする。

- 25 例えば、図7に示すように画像垂直方向に血管像が存在し、その幅が5画素である場合には、 $W=5$ のテンプレートを方向 0° において適用し、血管とテンプレートが一致する血管中央部で算出した正規化相互相関 $R_0(W=5)$ が最も高い値をとる。この時、テンプレートの一次元移動に対する $R_0(W=5)$ の値は、例えば図8に示

すようなものとなる。図 8 においては、 $R=1.0$ となる x が血管の幅方向における中央に位置する画素に対応し、中央から 1 画素ずれる毎に段階的に小さくなる分布となる。

5 以上により、例えば K 個のテンプレートを用了 M 個の方向のテンプレート・マッチングの適用により、各画素ごとに $K \times M$ 個の正規化相互相関 R が算出される。なお、 D を固定的に設定した場合においても各テンプレートによる正規化相互相関 R の大小関係は不変であることから、以降の説明においては簡単のため固定値を設定するものとする。

10 続くステップ S 5（図 2）においては、ステップ S 4 において算出した正規化相互相関 R の値に基づき、注目する画素を中心とする血管が存在しているかどうかを判定する。判定処理は以下のように行う。

15 得られた $K \times M$ 個の R_{ij} ($1 \leq i \leq K$, $1 \leq j \leq M$) を比較し、その最大値 R_{\max} を求める。次に、最大値 R_{\max} に対する閾値処理を適用する。閾値 Th （例えば $Th=0.9$ とする）に対して $R_{\max} \geq Th$ であれば、最大値 R_{\max} に対応する W 及び σ をパラメタとする血管モデルに対応する方向 θ において適用したテンプレートとの一致度が高く、注目画素を幅方向の中心とする血管が存在しているものと判定する。

20 血管が存在すると判定した場合にはステップ S 6 へ、そうでない場合にはステップ S 7 へ進む。続くステップ S 6 においては、ステップ S 5 における判定結果を外部記憶手段 7 等に保存をする。この場合の保存は、例えば以下のテーブル a[k] の結果が保存される。

25 はじめに、画像と同じ大きさ $ISX \times ISY$ のテーブル a[$ISX \times ISY$]を用意し、すべての要素を 0 に初期化しておく。

k 番目の画素 x_k に対するステップ S 3 及び S 4 の処理結果において、 $R_{\max} \geq Th$ であるテンプレート及び方向が存在した場合には、対応するテーブル a[k] にテンプレート及び方向を特定するための

値 t （ただし、 $t \neq 0$ ）を代入する。本実施形態においては t は $K \times M$ 個の正規化相互相関 R_{ij} に対して $1 \leq t \leq K \times M$ のように連続する数値で与えるものとする。血管が存在しないと判定された場合についてはテーブル $a[k]$ は0のままとなる。

- 5 続くステップS 7においては、画像上の全画素についてステップS 4～S 6の処理を適用したかどうかを判定し、終了していなければステップS 4に戻り、次の画素（ k 番目の画素 x_k から $(k+1)$ 番目の画素 $x_{(k+1)}$ へ）に対してステップS 4～S 7の処理を再度適用する。全画素に対する処理の適用が終了していれば、ステップS 8に進む。
- 10

- ステップS 8においては、ステップS 6において作成した血管抽出結果から、血管抽出画像を作成する。具体的には各画素に対応するテーブル $a[k]$ （ $1 \leq k \leq ISX \times ISY$ ）の値を参照し、もし $a[k] \neq 0$ であれば、 $a[k]$ の値に対応するテンプレートの幅 W 及び適用した方向 θ にしたがい、画素 x_k を中心とする幅 W の線分を当てはめる。
- 15

- すべての $a[k]$ に対する線分当てはめを適用した結果が血管抽出画像となる。プログラムでの実現においては、血管抽出画像作成として大きさ $ISX \times ISY$ の領域 $b[ISX \times ISY]$ を用意し、すべての画素を0に初期化の上、線分の値を1として対応する各画素に代入する。
- 20

以上に説明した一連の処理の適用により、内視鏡画像における血管を血管の太さ（幅）とぼけの程度によらず良好に抽出することが可能となる。

- なお、ステップS 8において作成した血管抽出画像に対する後
- 25 処理として、一般的な膨張・収縮処理を適用することで、より滑らかな処理結果画像を得ることも可能である。

また、ステップS 8における血管抽出画像作成において、隣接する画素の双方に血管が存在すると判定されることが考えられるが、正規化相互相関 R_{max} が大である画素を採用し、一方を除外す

ることにより正しい結果を得ることができる。この場合は、テーブルa[ISX×ISY]に加え、各画素のRmaxを記憶するための領域b[ISX×ISY]を用意し、ステップS6において値を代入する。

5 以上説明したように、本実施形態における画像処理方法によれば、内視鏡画像から血管抽出画像を良好に作成することができる。

また、多階調画像であれば内視鏡以外の画像として例えばX線アンギオグラフィ画像に対しても適用可能である。また、線状の構造成分（長さは問わない）であれば適用可能であるため、抽出対象は血管に限定されるものではない。

10 また、本実施形態においては画像中の全画素に対してテンプレート・マッチングを含む一連の処理を適用したが、処理時間の短縮のために数画素おきに適用することも可能である。

また、低い値をとる画素が血管である可能性が高いことから、あらかじめ局所的に低い値を有する画素を探索し、得られた画素
15 に対してのみ適用してもよい。この場合は例えば注目画素を中心とする例えば3×3の領域内で注目画素が最小値をとる場合に処理対象と設定することができる。

従って、本実施形態は以下の効果を有する。

20 本実施形態によれば、内視鏡画像等から抽出対象とする血管抽出画像等を良好に作成することができる。

（第2の実施形態）

次に本発明の第2の実施形態を図9～図16を参照して説明する。図9～図16は本実施形態に係り、図9は本実施形態における一連の処理を説明するためのフローチャート、図10は帯域通過型フィルタの周波数特性を説明するための説明図、図11～図
25 16は本実施形態における原画像、処理経過及び処理結果画像を説明するための説明図である。

本実施形態における一連の画像処理・解析は、第1の実施形態と同様、パーソナルコンピュータ1上で動作するプログラムとし

で実現される。パーソナルコンピュータ 1 の構成については図 1 と同様であるので、その説明を省略する。

本実施形態は、特に内視鏡画像における大腸 pit の構造（以下、pit pattern とする）の抽出に有効な画像処理方法に関する。

- 5 内視鏡画像から pit pattern を抽出し、形状等を解析する手法においては、帯域通過フィルタリング画像への閾値処理を用いた二値化による抽出が行われる。しかしながら、内視鏡画像においては明るさの変化、色素濃度の違い・むらの発生等により固定的あるいは画像ごとの閾値設定では安定した抽出ができないという問題がある。本実施形態においては、これらの問題を有する画像に
10 対しても解析対象となる pit を安定的に抽出できる画像処理方法について説明する。

- 帯域通過フィルタリング（Band Pass Filtering、以下 BPF と略記）処理画像に対し、画像もしくは関心領域全体に同一の閾値処理を適用した場合、明暗変化、色素むら等により抽出漏れや途切れが生じる。したがって、抽出処理における閾値は抽出対象となる個々の pit に対し局所的かつ適応的に決定する必要がある。本
15 実施形態においては、抽出対象となる pit を含む個々の領域を局所的に抽出し、各々の領域ごとに最適な閾値を設定する。

- 20 本実施形態においては、高周波数帯域通過特性を有するフィルタは構造の形状に沿った抽出画像を得られるがノイズ等に弱く、低周波数帯域通過特性を有するフィルタは抽出形状が実際より大きめとなるがノイズ等に強い特性を有することを利用して、抽出対象とノイズ等の各構造成分を含む領域を分離し、抽出対象を含む領域ごとに局所的に閾値設定を行うことにより良好な抽出結果
25 画像を得る。

以下、図 9 に示すフローチャートに基づき画像処理方法を説明する。まず、本実施形態においては原画像として、R 画像を使用する（ステップ S 1 1）。図 1 1 に原画像として内視鏡 R 画像の例を

示す。pit pattern観察においてはインジゴカルミンと呼ばれる色素(薬剤)を撒布する。色素は粘膜表面の凹部であるpitに貯留し、青緑系の色調を有することからR画像において最も構造が反映される。

- 5 次のステップS 1 2においては、第1の実施形態における図2のステップS 2及びS 3と同様にノイズ除去及び逆γ補正を適用する。

- 続くステップS 1 3においては、異なる通過周波数帯域特性を備える帯域通過フィルタBPF (Lo)、BPF (Hi)を適用し、各々の
10 処理結果画像を得る。帯域通過フィルタBPF (Lo)、BPF (Hi)はラプラシアン・ガウシアンフィルタ等を使用し、通過周波数帯域を相対的に高(Hi)・低(Lo)に設定する。Hiの通過周波数特性は抽出したい構造成分の周波数帯域分布に沿ったものとし、Loは例えばHiの1オクターブ低い特性とする。

- 15 なお、ラプラシアン・ガウシアンフィルタは公知のものであり、文献「ビジョン，産業図書，デビッド・マー，pp.58-66」に詳しいため詳細は省略する。

- 図10に本実施形態に使用する帯域通過フィルタBPF (Lo)、BPF (Hi)の周波数特性例FLo、FHiをそれぞれ示す(本来は画像における周波数空間は2次元であるが、簡単のため1次元化した片側
20 に対して示している)。

- ステップS 1 4においては、帯域通過フィルタBPF (Lo)、BPF (Hi)各々の処理結果の画像に対して、0.0を閾値とし、二値化処理をそれぞれ適用する。得られた二値画像を各々ResLo及びResHi
25 とし、各画素が構造成分として抽出されていれば1、そうでなければ0の値を与える。

本実施形態においては色素による構造成分は第1の実施形態における血管と同様に画素値が小となるため、帯域通過フィルタBPF (Lo)、BPF (Hi)による結果が0以下となる画素を構造成分とし

て抽出する。ここでは負の変動であればすべて抽出するため、明暗変化、色素のむら等による抽出漏れは発生しない。

図 1 1 に示す pit pattern を含む内視鏡 R 画像の例に対して、図 9 のステップ S 1 4 による二値化処理で得られる ResLo 及び ResHi の二値画像の例を図 1 2 及び図 1 3 にそれぞれ示す。

ステップ S 1 5 においては、ResLo 及び ResHi の各画素ごとの論理演算を行い、抽出対象の構造成分を含む np 個の領域（連結した画素群） P_i ($1 \leq i \leq np$) と nn 個のノイズ等の領域 N_j ($1 \leq j \leq nn$) を抽出する。

ここで、各領域 P_i 及び N_j は二値画像に対するラベリング処理を適用の上、個々の領域を特定するための番号が付与されているものとする。ResHi 及び ResLo 双方で抽出された画素は P_i 、ResHi では抽出されているが ResLo では抽出されていない（図 9 において NotResLo と示す）画素は N_j に含まれる。

図 1 4 及び図 1 5 に P_i 及び N_j の画像例を示す。

次のステップ S 1 6 においては、ステップ S 1 5 で除外しきれなかったノイズ等の成分を除外する。具体的には、BPF (Hi) の処理結果 ResHi の絶対値において、個々の P_i の平均値 μ_{Hi} と、 P_i の重心 (c_{xi} , c_{yi}) を中心とする大きさ $s \times s$ の近傍画素内に含まれる除外済みノイズ領域 N_j の平均値 μ_{Hei} とを比較する。構造成分はノイズ成分より変動が大であることから、例えば $\mu_{Hi} \leq \mu_{Hei}$ であれば除外とする。

ステップ S 1 7 においては、残った P_i ごとに適切な閾値を設定し閾値処理、つまり再二値化を行う。閾値の設定は、例えば大津の判別分析法を用いる。

さらに、このステップ S 1 7 の実行後もノイズ領域が残る場合があるため、続くステップ S 1 8 での除外処理を適用する。ここでは、まずステップ S 1 6 と同様の処理適用による除外処理を再度適用する。ここでは、除外基準を $\mu_{Hi} \leq w \cdot \mu_{Hei}$ ($w > 1.0$) と

することにより、除外効果を高める。

図16はステップS18の処理後に抽出された抽出結果画像（さらに関心領域を設定し、輪郭部、ハレーション等を除外した）の例を示す。

- 5 以上に説明した一連の処理により、撮影条件に殆どよらないで、つまり明るさの変化、色素濃度の違い・むらの発生等がある場合においても、内視鏡画像から良好なpit抽出画像を得ることが可能となる。

- また、本実施形態における画像処理方法は血管像等、pit（腺口）
10 以外の構造成分を抽出対象とすることも可能である。

従って、本実施形態は以下の効果を有する。

本実施形態によれば、明るさの変化、色素濃度の違い・むらの発生等がある場合においても内視鏡画像等から良好なpit抽出画像を得ることが可能となる。

- 15 （第2の実施形態の変形例）

ResHiに差がないため除外できない領域Piが存在する場合には、ステップS18に続いて色調の違いに基づく除外処理を加えることも可能である。

- 具体的にはpitには色素が貯留することから色調は青緑の成分
20 が強くなることを利用し、例えばPi及びその近傍内のPk ($k \neq i$) について、ノイズ除去及び逆γ補正を適用したR画像及びG画像から比R/G（さらにB画像を加え、 $R / (R + G + B)$ ）を使用してもよい）を画素ごとに求め、領域ごとの平均値 μ_{rgi} と μ_{rgk} を比較し、 $\mu_{rgi} > \mu_{rgk}$ （周辺の抽出領域より赤い）の場合は除外とする。

- 25 従来、ノイズ領域の除外においては二値化抽出後の領域画素数に対する閾値処理（小領域の削除）等が行われていたが、局所的な構造成分の色調情報に基づき除外することにより微小pit等に対する誤った除外のない抽出画像を得ることができる。

以上に説明した一連の処理により、明るさの変化、色素濃度の

違い、むらの発生等がある場合においても内視鏡画像から良好な pit 抽出画像を得ることが可能となる。

また、本実施形態における画像処理方法は血管像等、pit 以外の構造成分を抽出対象とすることも可能である。

5 (第 3 の実施形態)

次に本発明の第 3 の実施形態を図 17～図 19 を参照して説明する。図 17～図 19 は第 3 の実施形態に係り、図 17 及び図 18 は本実施形態における一連の処理の流れを説明するためのフローチャート、図 19 は帯域通過型フィルタの特性例の説明図である。

本実施形態においては、画像解析のための二値化処理において効率的に最適な処理パラメタを設定するための方法について説明する。本実施形態における一連の画像処理・解析は、第 1 の実施形態と同様、パーソナルコンピュータ 1 上で動作するプログラムとして実現される。パーソナルコンピュータ 1 の構成については図 1 と同様であるので、その説明は省略する。

内視鏡画像における構造成分抽出のための二値化処理においては、例えば帯域通過型フィルタの周波数特性、各種閾値等のパラメタを設定する必要がある。このような調整は主として目視による pit pattern、血管等の構造成分と二値化結果との主観的一致に基づいて行われ、例えば複数の帯域通過型フィルタを適用し、二値化結果における抽出漏れの有無、大きさや太さ等を原画像と参照しながら各々の閾値設定を変更する。

しかしながら、このような試行錯誤をとまなう調整においては、画像処理方法の内容によってはパラメタ及びその組み合わせが膨大となり、操作者の負担が大きいという問題がある。

本実施形態においては、あらかじめ内視鏡画像上に抽出対象となる構造成分を指定した参照用画像を用意し、複数のパラメタの組み合わせによる二値化抽出処理結果との一致度の比較に基づき最

適なパラメタを設定する方法について説明する。

以下、図 1 7 及び図 1 8 に基づき本実施形態におけるパラメタ
設定方法を説明する。本実施形態においては第 2 の実施形態と同
様に、抽出対象を内視鏡画像にからのインジゴカルミン撒布をと
5 もなう大腸 pit pattern とする。また、帯域通過フィルタリング
(BPF) 及びフィルタリング結果に対する閾値処理による抽出を実
行するものとする。

はじめに、ステップ S 2 1 において、原画像として R 画像を入力
し、第 2 の実施形態における図 9 のステップ S 1 2 と同様に、ス
10 テップ S 2 2 でノイズ除去及び逆 γ 補正を適用する。

続くステップ S 2 3 においては、複数パラメタ生成を行う。つ
まり、次のステップ S 2 4 における二値画像作成のための処理パ
ラメタとして、異なる周波数帯域特性を備える N 個 ($1 \leq N$) の帯域
通過型フィルタと、P 個の抽出用閾値を設定する。

15 N 個の帯域通過型フィルタ F_i ($1 \leq i \leq N$) の周波数特性は、例え
ば $N=3$ とし、図 1 9 に示すように、1 オクターブおきに通過帯域
のピークを備えるようにする。図 1 9 では簡単化のため、 F_i でそ
のフィルタ特性を示している。また、P 個の閾値 Th_j ($1 \leq j \leq P$) は
例えば $Th_1=0.0$, $Th_2=-1.0$, $Th_2=-2.0$, ..., $Th_P=(-1.0$
20 $\times P)$ と設定する。以下、本実施形態においては $P=5$ と設定する。

続くステップ S 2 4 においては、ステップ S 2 3 において設定
したパラメタを用いた二値画像 B_{ij} の作成を行う。図 1 8 にステッ
プ S 2 4 における二値画像作成処理の詳細を示す。

図 1 8 のステップ S 3 1 においては、ステップ S 2 2 において
25 作成したノイズ除去及び逆 γ 補正適用後の R 画像を入力する。続く
ステップ S 3 2 においては、ステップ S 2 3 において設定した N
個の帯域通過型フィルタ F_i を用いた帯域通過フィルタ処理 (図 1
8 中では BPF と略記) を適用する。

次のステップ S 3 3 においては、ステップ S 3 2 において得ら

れたN個の帯域通過フィルタ処理したBPF処理結果画像の各々に対し、ステップS 2 3において設定したP個の閾値Thjを用いた二値化処理を適用し、二値画像Bijを作成する。

次のステップS 3 4に示すN×P個の二値画像 Bij すべてを作成後、このステップS 2 4の処理が終わり、図17のステップS 2 5に進む。

ステップS 2 5においては、得られたN×P個の二値画像 Bij の各々に対し、抽出結果一致度を以下のように算出する。

はじめに、あらかじめ原画像に対し操作者（診断を行う医師）が目視により抽出対象となる構造成分を指定した参照用画像を用意する。参照用画像の作成は、例えば一般的な描画（ペイント）ソフトウェア等を使用し、構造成分（本実施形態においては大腸のpit pattern）の形状を目視状態に則してトレース及び塗りつぶししたものを使用する。

このとき、構造成分であることを特定するための描画色として内視鏡画像における生体粘膜上には通常発生することのない色として、例えばRGBの各々に対して0, 255, 255（シアンとなる）を用いる。以下、作成した参照用画像をSとする。

次いで、二値画像Bijの各々に対し、参照用画像Sとの抽出結果一致度を算出する。抽出一致度の算出においては、二値画像Bij及び参照用画像Sとの抽出及び非抽出画素の一致数に基づく評価関数を使用する。

本実施形態においてはすべての画素について二値画像Bij上で抽出され、かつ参照用画像S上においても画素値が(0, 255, 255)となっている画素を正しく抽出されたものとし、全画素数に対する割合

$$\alpha_{ij} = (M_{ij} - L_{ij}) / (ISX \times ISY) \quad (4)$$

を求める。ここで、 M_{ij} は二値画像 B_{ij} と参照用画像 S の抽出一致画素数、 L_{ij} は抽出不一致画素数（一方で抽出され、他方で抽出されていない画素数）を示す。

式（４）は抽出結果に対する評価関数となり、 α_{ij} の値が大であるほど一致度が高く適切なパラメタであるものと判断できる。
5 すべての B_{ij} について α_{ij} を算出後、ステップＳ２６に進む。なお、抽出及び非抽出画素数の一致についてはどちらを優先するかにより重み付けをとる関数を使用することも考えられるが、本実施形態においては等しく評価するものとする。

10 ステップＳ２６においては各 α_{ij} を比較の上、最大の α_{ij} を与える i 及び j を特定し、対応する帯域通過型フィルタ F_i 及び閾値 Th_j を処理パラメタとして決定する。

以上において設定した処理パラメタを用い、参照用画像以外の内視鏡画像に対しても二値化処理を適用することにより、複雑な
15 試行錯誤によるパラメタの設定をすることなく良好な抽出結果画像を得ることが可能となる。

また、画像ごとに撮像状態に基づく明暗変化によるコントラストの違い、観察距離・倍率の違いによる画像中の構造成分の大きさの違い等が生じ、適切な閾値や帯域通過型フィルタの周波数特性が異なることがある。このような状況を想定する場合には、各
20 条件に応じた代表的なシーンを複数の参照用画像として用意し、各々に応じたパラメタ設定を行い、選択的に適用することで同様に良好な抽出結果画像を得ることが可能となる。

従って、本実施形態は以下の効果を有する。

25 本実施形態によれば、複雑な試行錯誤によるパラメタの設定をすることなく良好な抽出結果画像を得ることが可能となる。

（第４の実施形態）

次に本発明の第４の実施形態を図２０～図２２を参照して説明する。図２０～図２２は第４の実施形態に係り、図２０は本実施

形態における画像処理方法の対象となる血管所見を説明するための説明図、図 2 1 は本実施形態における一連の処理内容の説明図、図 2 2 は本実施形態における特徴量を説明するための説明図である。

- 5 本実施形態においては、画像中の構造成分に対する二値化抽出処理結果画像から病変の判別等に有用となる特徴量を算出するための画像処理方法について説明する。本実施形態における一連の画像処理は、第 1 の実施形態と同様に、パーソナルコンピュータ 1 上で動作するプログラムとして実現される。パーソナルコンピュータ 1 の構成については図 1 と同様であるので、その説明は省略する。

また、本実施形態における特徴量算出の説明においては、すでに構造成分が抽出された二値画像に対し、処理を適用するものとする。

- 15 例えば内視鏡画像中の血管所見においては、個々の血管形状の不整が診断上重要となる場合がある。一般に不整の度合いが増加するにつれて腫瘍の悪性度、病変の進行度等が高まるものとされている。このような不整所見のひとつに血管の幅の変化があげられる。

- 20 図 2 0 (A) に示すように、ほぼ均一な幅をもつ正常な血管像に対して、図 2 0 (B) に示す病変部の血管像は広狭の変化をともしなう。本実施形態においては、以下に示す一連の処理を適用することによりこのような広狭の変化を特徴量として算出する。

- 25 以下、本実施形態における一連の処理について、図 2 1 を参照して説明する。はじめに、ステップ S 4 1 において血管抽出二値画像を入力する。本実施形態においては、血管抽出二値画像を本発明の第 1 ～第 3 の実施形態において説明した二値化抽出処理のいずれかを用いることにより作成する。

続くステップ S 4 2 においては、ラベリング処理の適用により

個々の抽出血管像に対する番号付けを行う。本実施形態においてはK個の領域 P_k ($1 \leq k \leq K$) が存在するものとする。

次のステップS43において距離変換・骨格処理を適用する。距離変換・骨格処理は一般にはスケルトンと呼ばれる画像解析手法の一つで、図形の幅の情報の抽出、形状特徴の抽出等利用される。距離変換・骨格の詳細については文献「コンピュータ画像処理入門、総研出版、田村秀行監修、pp.77-80」に詳しいため、その説明は省略する。

距離変換・骨格処理の適用により、例えば図22に示すように、血管像の中心線及び中心線上のM個の画素 Q_m ($1 \leq m \leq M$) の位置に対する血管の幅に相当する距離 D_m を求めることができる。

Mは血管の長さに依存し、二値化された領域が円である場合には $M=1$ となるものである。実際には画素 Q_m 及び距離 D_m はラベリングされたK個の領域の各々について各 M_k 個ずつ算出されるため、各々を Q_{km} 及び D_{km} とする。

続くステップS44においてはステップS43において得られた中心線上の画素 Q_m 及び距離 D_m に基づき、幅不整評価値Vを算出する。本実施形態においてはすべての Q_m における距離 D_m の標準偏差を評価値とし、

$$V = \sqrt{\sum_{k=1}^K \sum_{m=1}^{M_k} (D_{km} - \mu D)^2 / ((\sum_{k=1}^K M_k) - 1)} \quad (5)$$

となる。ここで、 μD は D_{km} の平均値を示す。Vの値が大であるほど広狭の変動が大きいことを示しており、正常及び病変の各症例画像群から算出した教師データを用いての識別器（例えば線形判別関数、ニューラルネットワーク等）に適用することができる。

以上説明したように、本実施形態における一連の画像処理方法の適用により、画像中の構造成分に対する二値化抽出処理結果画像から不整をともなう病変の判別等に有用となる特徴量を算出することが可能となる。

- 5 なお、以上の説明においては内視鏡画像における血管像を例としたが、本実施形態において算出する幅に関する特徴量が有用となる処理・解析対象はこれらに限定されるものではなく、大腸pit画像、あるいはX線アンギオグラフィ画像に対しても適用可能である。

- 10 従って、本実施形態は以下の効果を有する。

本実施形態によれば、画像中の構造成分に対する二値化抽出処理結果画像から不整をともなう病変の判別等に有用となる特徴量を算出することが可能となる。

(第5の実施形態)

- 15 次に本発明の第5の実施形態を図23を参照して説明する。本実施形態においては、内視鏡画像中の血管像から病変の判別等に有用となる特徴量を算出するための画像処理方法について説明する。より詳しくは、RGBの3つの画像からなる内視鏡画像において、各々に対する画像処理を適用し、得られた複数の特徴量を用いる
20 ことことを特徴としている。

- 生体粘膜下を走行する血管は粘膜下に存在する深さが異なっている。すなわち、粘膜下の深い部位を走行する太い血管、中間的な部位を走行する血管及び表層に近い部位を走行する細かい血管に大きく分けることができる。一方、内視鏡画像を構成するRGB
25 画像の各々は、照射光の波長がRが最も長く、Bが最も短くなっている。

生体粘膜においては波長の長い光が最も深部に到達し、短い光ほど表層に近い部位において吸収されることが知られている。一般に色素等を用いない通常の内視鏡画像に対する画像処理等はG

画像に対し適用されるが、本実施形態においては前述の理由からR画像中に存在するより深い部位の血管及びB画像中に存在するより浅い部位の血管に関する特徴量を算出することで、血管像による病変の分類等により有用な画像処理方法について説明する。

- 5 本実施形態における一連の画像処理は、第1の実施形態と同様、パーソナルコンピュータ1上で動作するプログラムとして実現される。パーソナルコンピュータ1の構成については図1と同様であるので、その説明は省略する。

- 10 また、本実施形態における特徴量算出の説明においては、すでに構造成分が抽出された二値画像に対し、処理を適用するものとする。

- 15 図23のフローチャートを参照して説明する。はじめに、ステップS51においてRGB各々に対する血管抽出二値画像を入力する。本実施形態における血管抽出二値画像は本発明の第1～3の実施形態において説明した二値化抽出処理のいずれかをR、G及びBの各画像に対して適用することにより作成することができる。以下、ステップS52～S54における一連の処理を各画像ごとに適用する。

- 20 続くステップS52～S54においては、各々本発明の第4の実施形態において説明した図21におけるステップS42～S44と同様の処理の適用により、RGB各画像ごとの幅不整評価値 V_r 、 V_g 及び V_b を算出する。

- 25 ステップS55において得られた V_r 、 V_g 及び V_b を画像処理対象とした内視鏡画像の血管像に対する特徴ベクトルとして処理を終了する。

特徴ベクトル (V_r 、 V_g 、 V_b) を正常及び病変の各症例画像群から算出した教師データを用いての識別器（例えば線形判別関数、ニューラルネットワーク等）に適用することにより、存在する深さの異なる血管に関する構造成分に関する情報を得られることか

ら、 V_g のみを使用する場合よりも精度の高い分類結果を得ることが可能となる。

なお、本実施形態においては算出する特徴量として第4の実施形態に示した幅不整評価値 V を例に説明したが、異なる波長の光により得られた粘膜下における存在する深さの異なる血管の情報を特徴量化し、特徴ベクトルとして識別処理等に使用することが重要な点となっている。したがって、他の特徴量として例えば二値化抽出画像に対する細線化の適用により、分岐・交差点数等の他の特徴量を使用することも可能である。

10 従って、本実施形態は以下の効果を有する。

本実施形態によれば、生体粘膜下に存在する深さの異なる血管に関する構造成分に関する情報を得ることにより、有用な特徴量を算出することが可能となる。

(第6の実施形態)

15 次に本発明の第6の実施形態を説明する。本実施形態においては、RGBの3つの画像からなる内視鏡画像に対し、各画像に含まれる構造成分により血管の色調差が生じている場合においても良好な血管抽出結果を得ることが可能である画像処理方法について説明する。

20 血管像の抽出においては、G画像に対する処理の適用が一般的であるが、RGB(カラー)画像上で青く見える血管はR画像にその構造成分が反映されていることから良好な抽出結果が得られない場合がある。これは、本発明の第5の実施例における説明と同様に、粘膜下における血管が存在する深さの違い等によるものと考えられている。

25 本実施形態においては、R及びG画像の各々に対する抽出処理を適用し、その結果を合成することにより良好な血管抽出画像を得ることを可能とする。

本実施形態においてはR及びG画像の各々に対する帯域通過型フ

フィルタリングによるBPF処理結果画像及び閾値処理を用いた二値化抽出処理を基本とし、BPF処理結果画像を得るまでの一連の処理については他の実施形態と共通するので説明は省略する。

以下の説明においては、R及びG画像の各々のBPF処理結果画像をそれぞれBr及びBgとする。また、Br及びBgにおける各画素を、各々
5 Br(x, y) 及び Bg(x, y) ($1 \leq x \leq ISX$, $1 \leq y \leq ISY$) とする。

BPF処理結果画像Br及びBgについて、以下の合成画像Brgを作成する。

$$10 \quad Brg(x, y) = \alpha \times Br(x, y) + \beta \times Bg(x, y) \quad (6)$$

ここで、 α 及び β は以下のように定める。

$$15 \quad \begin{cases} \alpha = 0, \beta = 1 & \text{if } Br(x, y) > Thr, \\ \alpha = 1.0, \beta = 1.0 & \text{else (if } Br(x, y) \leq Thr) . \end{cases} \quad (7)$$

ここで、ThrはBrに血管像を反映する構造成分が存在しているかどうかを判定するための閾値で、例えばThr=-1.0と定める（血管構造は負の変動のため、符号が-となっている）。
20

式(7)はBr(x, y)において構造成分が含まれていない場合には $\alpha = 0$ とすることによりG画像のみを、含まれている場合には $\alpha = \beta = 1.0$ とすることによりR及びG画像双方の構造成分を合成するための係数となる。

25 以上、式(6)及び(7)により、合成BPF画像Brgは画素ごとにR及びG画像の各々に存在する構造成分を漏らすことなく抽出したものとなる。最後に、Brg(x, y)に対し閾値処理を適用することにより二値画像を作成する。

以上説明したように、本実施形態における画像処理方法の適用

により、各画像に含まれる構造成分により生じる血管の色調差が存在する場合においても良好な血管抽出結果を得ることが可能となる。

- 5 なお、上述した各実施形態を部分的に組み合わせて構成される実施形態等も本発明に属する。

なお、本発明は上述した実施形態に限定されるものではなく、本発明の主旨を逸脱しない範囲内において種々の変形や応用が可能であることは勿論である。

10 産業上の利用可能性

以上説明したように本発明によれば、血管像、pit pattern等の抽出対象となる構造部分を良好に抽出することができる。

15 関連出願へのクロスリファレンス

本出願は、2002年12月5日に日本国に出願された特願2002-354290号を優先権主張の基礎として出願するものであり、上記の開示内容は、本願明細書、請求の範囲、図面に引用されたものとする。

請求の範囲

1. 画像処理方法は以下を含む；

画像を入力する入力ステップと、

- 5 前記画像中の所定の構造成分をモデル化したテンプレートと前記入力ステップで入力された画像とのマッチングを行い、この画像中の抽出対象とする構造成分を抽出する抽出ステップ。

2. クレーム1の画像処理方法において、

- 10 前記テンプレートを用いたマッチングにより、前記抽出対象とする構造成分の前記入力された画像中の位置を特定する位置特定ステップを更に有し、

前記抽出ステップでは、前記位置特定ステップでのマッチング結果に基づき前記抽出対象とする構造成分を抽出する。

15

3. クレーム1の画像処理方法において、

前記テンプレートは前記構造部分の画素幅及び変動の大きさに基づき決定される。

- 20 4. クレーム3の画像処理方法において、

前記テンプレートを複数種設定し、

前記複数のテンプレートを用いたマッチングの結果を評価する評価ステップを更に有し、

- 25 前記評価ステップでの評価結果に基づき前記構造成分を抽出する。

5. クレーム1の画像処理方法において、

前記構造成分が生体粘膜観察画像における血管であるとともに、前記テンプレートが画像上の血管の幅及びコントラストに基づ

き決定される。

6. クレーム 2 の画像処理方法において、

前記構造成分の存在する位置及びテンプレートに基づき構造成
5 分抽出画像を作成する抽出画像作成ステップをさらに備える。

7. クレーム 4 の画像処理方法において、

前記マッチングは前記テンプレートと画像の局所的な相関演算
であるとともに、前記相関演算結果によりもっとも高い相関をす
10 るテンプレートに対応する構造成分を抽出する。

8. クレーム 7 の画像処理方法において、

前記相関演算が正規化相互相関である。

15 9. クレーム 1 の画像処理方法において、

前記テンプレートは大きさ $N \times 1$, $N \geq 3$ の一次元形状である
とともに、前記マッチングを画像に対する複数の方向に対して適
用する。

20 10. 画像処理方法は以下を含む；

画像を入力する入力ステップと、

前記入力ステップで入力された画像画像に第 1 の領域抽出処理
を適用することにより 1 個以上の第 1 の領域群を抽出する第 1 の
抽出ステップと、

25 前記第 1 の領域群を構成する領域ごとに第 2 の領域抽出処理を
適用することにより第 2 の領域群を抽出する第 2 の抽出ステップ。

11. クレーム 10 の画像処理方法において、

前記第 1 の抽出ステップでは抽出を行う画像中の構造成分を冗

長に含む領域群を抽出し、

前記第 2 の抽出ステップでは前記第 1 の領域群から不要な構成成分を除外した領域群を抽出する。

5 1 2. クレーム 1 0 の画像処理方法において、

前記第 1 の抽出ステップでは、第 1 の通過周波数帯域特性を有する第 1 のフィルタリングの結果に基づく第 1 の 2 値画像と、第 2 の通過周波数帯域特性を有する第 2 のフィルタリングの結果に基づく第 2 の 2 値画像の論理演算に基づく領域抽出を行う

10

1 3. クレーム 1 2 の画像処理方法において、

前記論理演算は前記第 1 のフィルタリングの結果に基づく第 1 の 2 値画像において抽出された領域群の各領域を、所望する構成成分を含む領域及び含まない領域に分離する。

15

1 4. クレーム 1 3 の画像処理方法において、

前記第 1 の通過周波数帯域特性は画像中の構成成分に基づき定められるとともに、

前記第 2 の通過周波数帯域特性は前記第 1 の通過周波数帯域特性より相対的に低い周波数帯域を通過するように定められる。
20

1 5. クレーム 1 3 の画像処理方法において、

前記論理演算は、前記第 1 及び第 2 のフィルタリング結果に基づく各々の 2 値画像において双方において抽出された画素を前記
25 第 1 の領域群として抽出する。

1 6. クレーム 1 5 の画像処理方法において、

前記第 2 の抽出ステップでは、前記第 1 の領域抽出結果における抽出領域ごとに対応する前記第 1 のフィルタリングの結果に対

してのしきい値処理により領域を抽出する。

17. 画像処理方法は以下を含む；

5 画像に対し第1及び第2の帯域通過型フィルタリングを適用するフィルタリングステップと、

前記第1及び第2の帯域通過型フィルタリングの結果から第1及び第2の2値画像を作成する第1の2値画像生成ステップと、

10 前記第1及び第2の2値画像に対する論理演算に基づき前記画像中の抽出する構造成分を含む第1の領域群と含まない第2の領域群とを特定する領域群特定ステップと、

前記領域群特定ステップで特定された前記第2の領域群に基づき前記第1の領域群から所望の構造成分を再抽出する再抽出ステップと、

15 前記第1の領域群を構成する各領域ごとに2値画像を作成する第2の2値画像生成ステップ

18. 画像処理方法は以下を含む；

画像を入力する入力ステップと、

20 前記入力ステップで入力された画像中の抽出対象とする構造成分を特定する情報を含む参照用画像を入力する参照画像入力ステップと、

前記構造成分を抽出するための処理のパラメータを複数作成するパラメータ作成ステップと、

25 前記パラメータ作成ステップで作成された前記複数のパラメータを用いて前記入力された画像に対する前記構造成分抽出のための処理を適用することにより複数の抽出画像を作成する抽出画像作成ステップと、

前記抽出画像作成ステップで作成された前記複数の抽出画像の各々における抽出結果と前記参照用画像における構造成分との一

致度を比較する比較ステップと、

前記比較ステップでの比較結果に基づき一致度の高いパラメータを特定するパラメータ特定ステップ。

- 5 19. クレーム18の画像処理方法において、
前記抽出処理は2値化処理である。

20. 画像処理方法は以下を含む；

画像を入力する入力ステップと、

- 10 前記入力ステップで入力した画像から所定の構造成分を抽出する抽出ステップと、
前記抽出ステップで抽出した構造成分の幅に基づく特徴量を算出する特徴量算出ステップ。

- 15 21. クレーム20の画像処理方法において、

前記抽出ステップでの抽出は前記画像の所定の構造成分に対する2値画像を作成する2値画像作成ステップを含むとともに、

前記構造成分の幅は前記2値画像に対する距離変換・骨格処理の適用結果に基づく。

20

22. クレーム20の画像処理方法において、

前記特徴量は、前記構造成分の幅の変動の大小を評価する数値である。

- 25 23. クレーム22の画像処理方法において、

前記数値は標準偏差または分散である。

24. 画像処理方法は以下を含む；

複数の色信号からなる画像を入力する入力ステップと、

前記入カステップで入力した画像を構成する複数の色信号の少なくとも2つから所望の構造成分を抽出する抽出ステップと、

前記抽出ステップで抽出した構造成分に基づく特徴量の組を算出する算出ステップ。

5

25. クレーム24の画像処理方法において、

前記抽出ステップでの抽出は構造成分に対する2値画像を作成する2値画像作成ステップを含むとともに、

前記算出ステップにおける特徴量の算出は、前記2値画像に基づく特徴量の組を算出する。

10

26. 画像処理方法は以下を含む；

複数の色信号からなる画像を入力する入力ステップと、

前記入カステップで入力した画像を構成する複数の色信号の少なくとも2つから所望の構造成分を抽出する抽出ステップと、

15

前記抽出ステップで抽出した構造成分を合成する合成ステップと、

前記合成ステップでの合成の結果に基づく特徴量を算出する算出ステップ。

20

27. クレーム26の画像処理方法において、

前記合成ステップでの合成は前記構造成分の局所的な値に基づく合成を行う。

28. クレーム1の画像処理方法において、

前記入カステップで入力する画像は内視鏡画像である。

25

29. クレーム1の画像処理方法において、

前記構造成分が画像における血管または腺口である。

30. 画像処理装置は以下を含む；

画像を入力する入力部と、

前記画像中の所定の構造成分をモデル化したテンプレートと前
5 記入力ステップで入力された画像とのマッチングを行い、この画
像中の抽出対象とする構造成分を抽出する抽出部。

31. クレーム30の画像処理装置は、

前記テンプレートを用いたマッチングにより、前記抽出対象と
10 する構造成分の前記入力された画像中の位置を特定する位置特定
部を更に有し、

前記抽出部は、前記位置特定部によるマッチング結果に基づき
前記抽出対象とする構造成分を抽出する。

FIG. 1

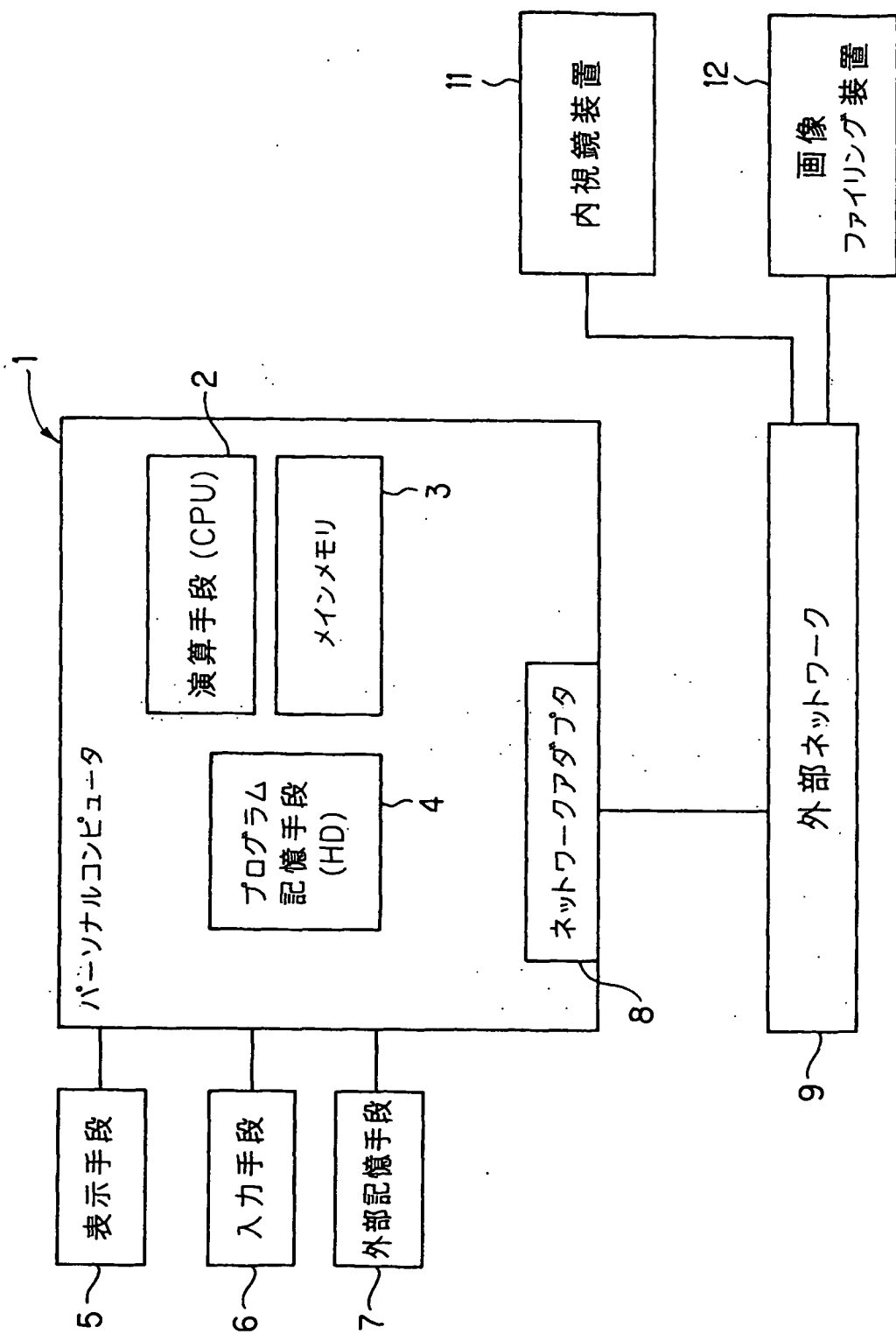


FIG. 2

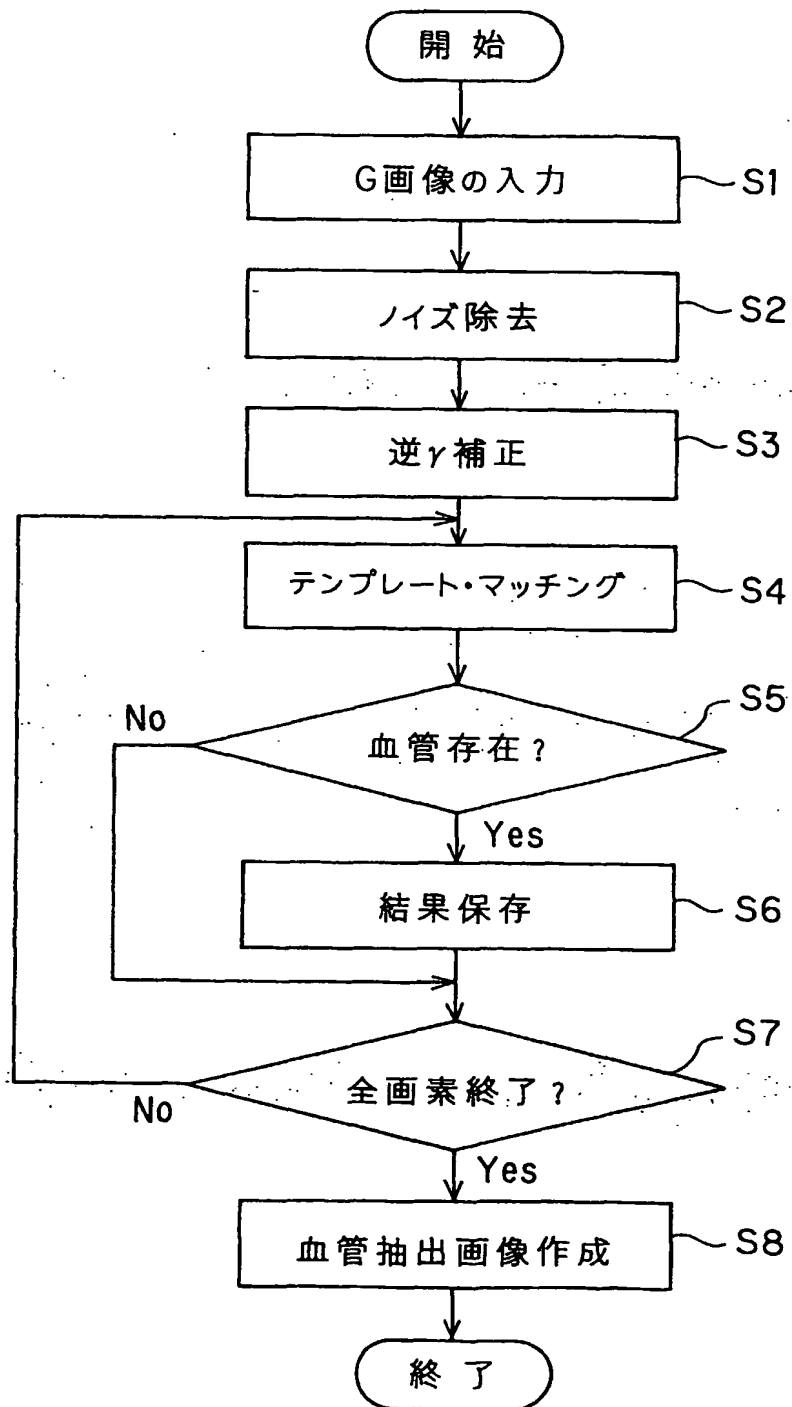


FIG. 3

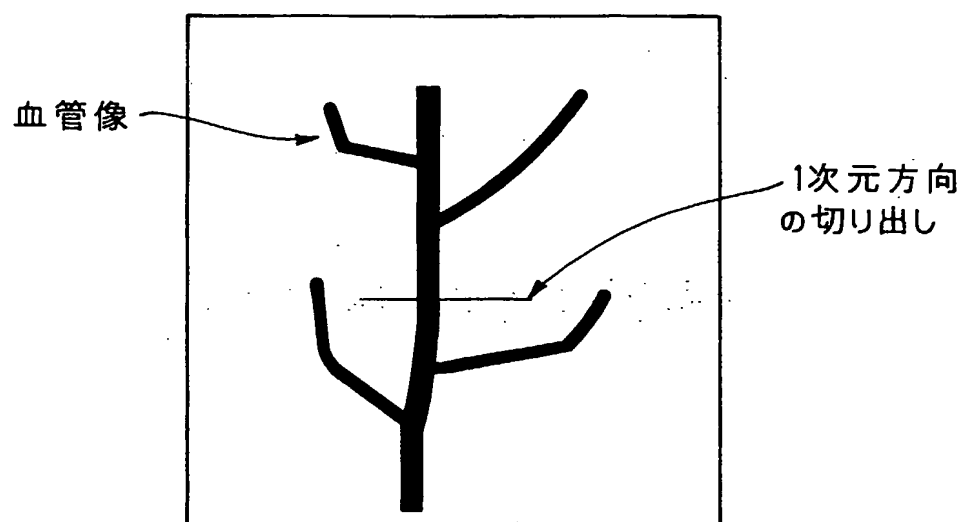


FIG. 4

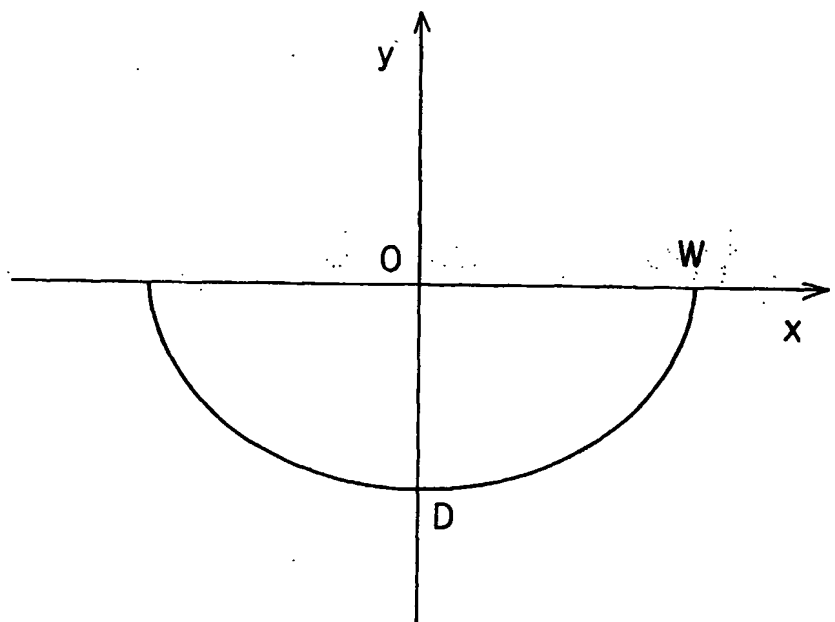
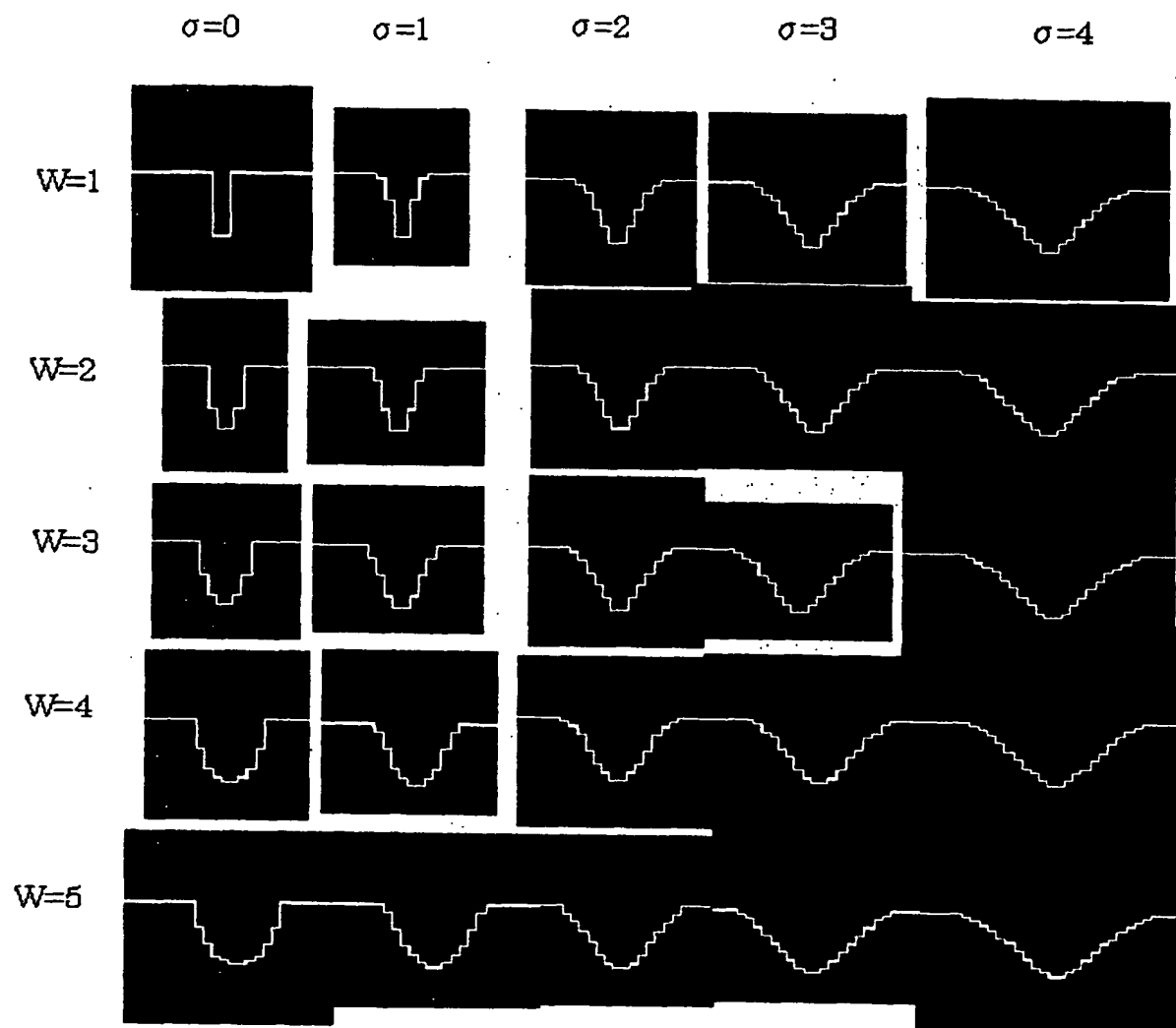


FIG. 5



F I G. 6

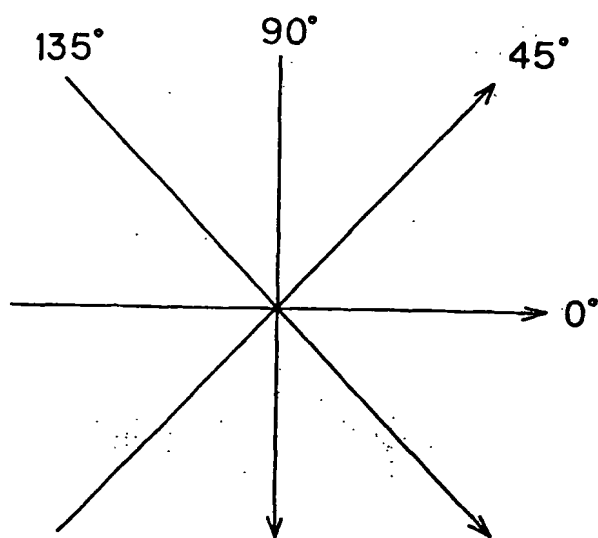


FIG. 7

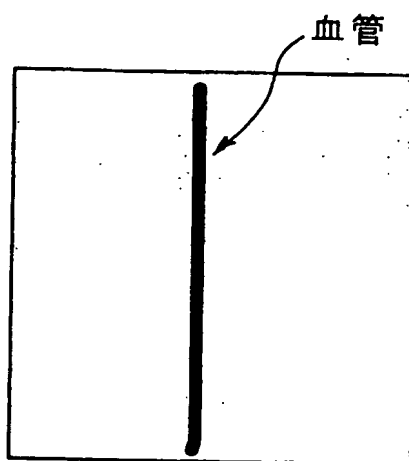


FIG. 8

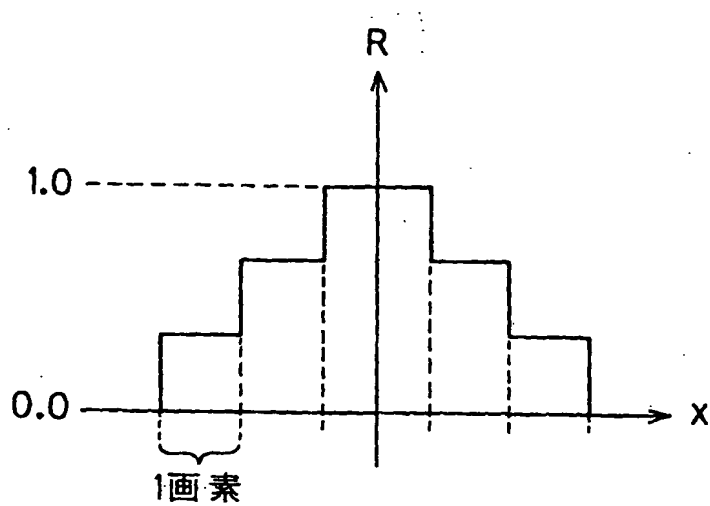


FIG. 9

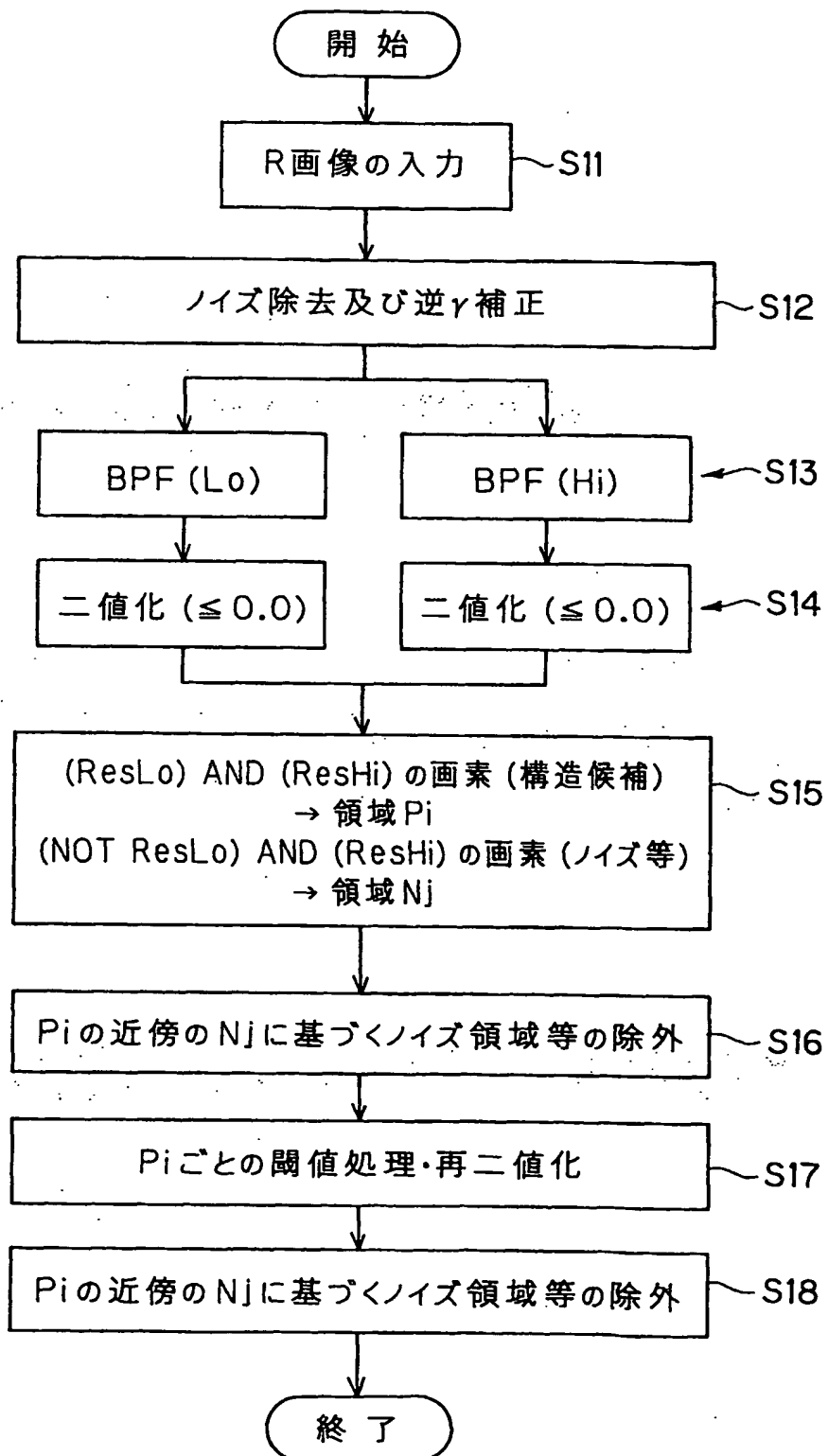


FIG. 10

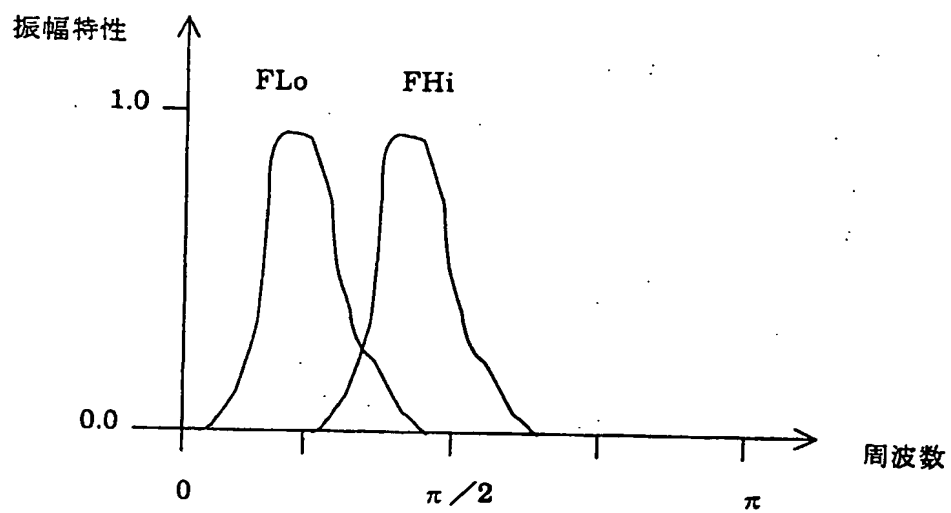
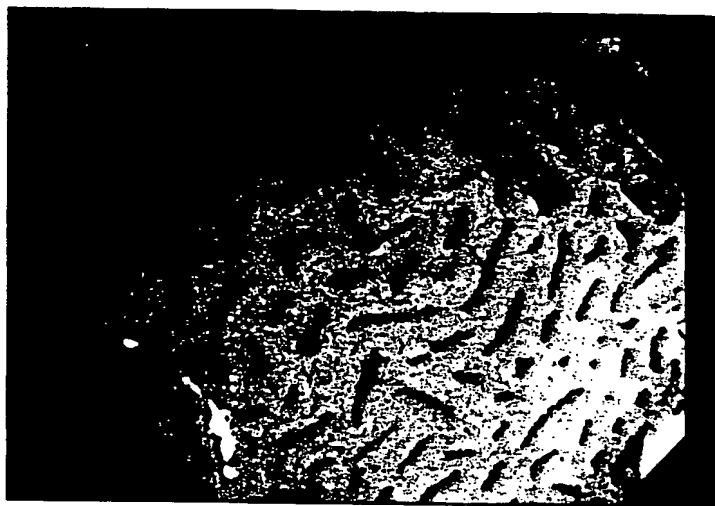
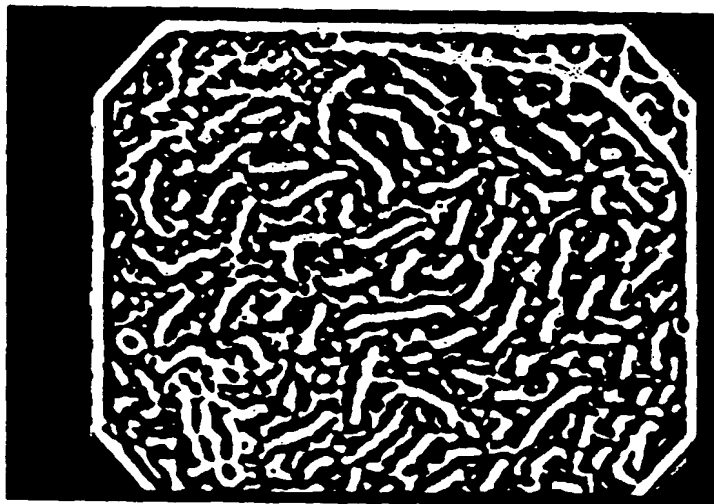


FIG. 11



F I G. 1 2



F I G. 1 3

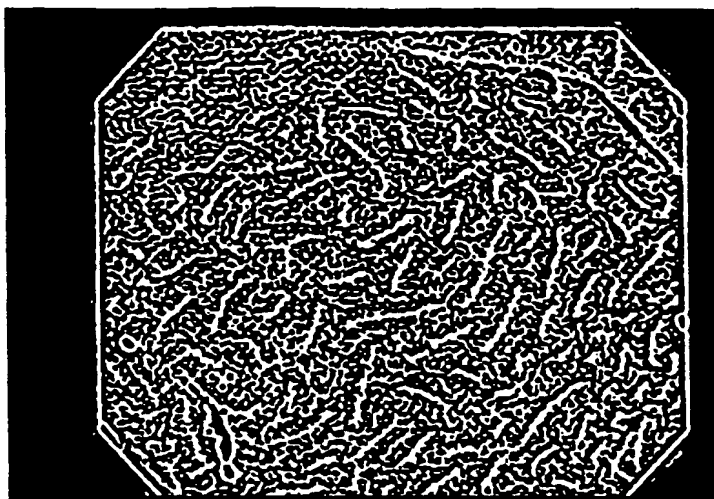


FIG. 14

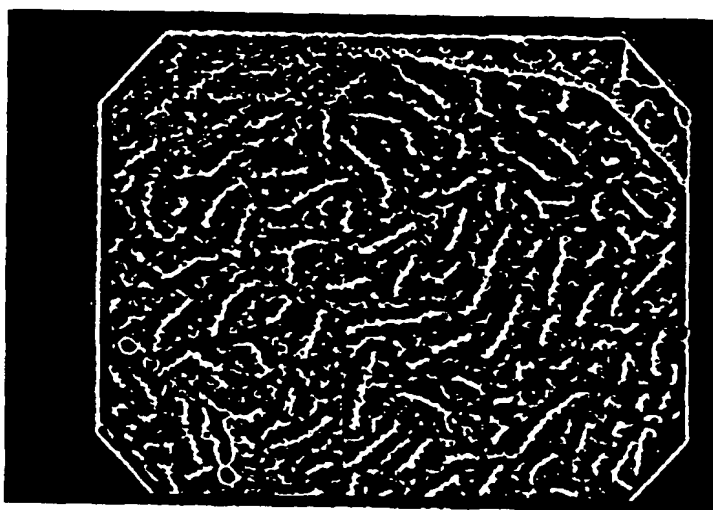


FIG. 15

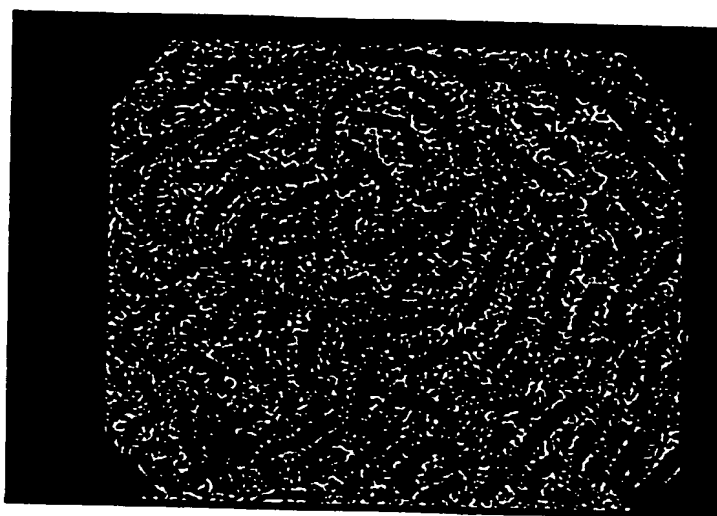


FIG. 16

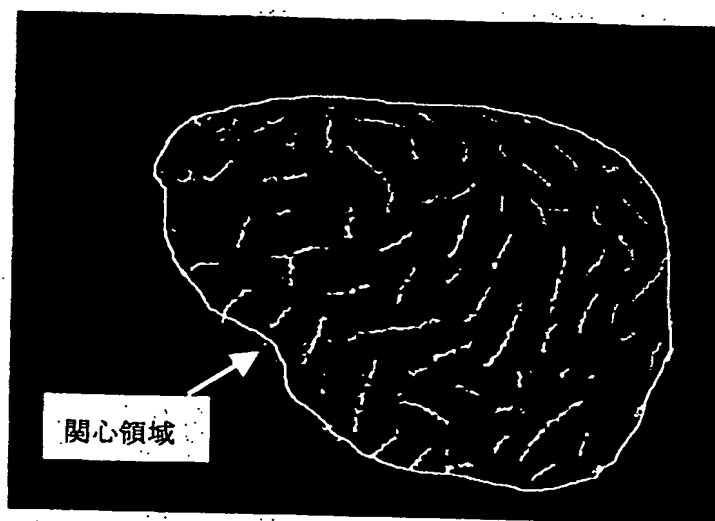


FIG. 17

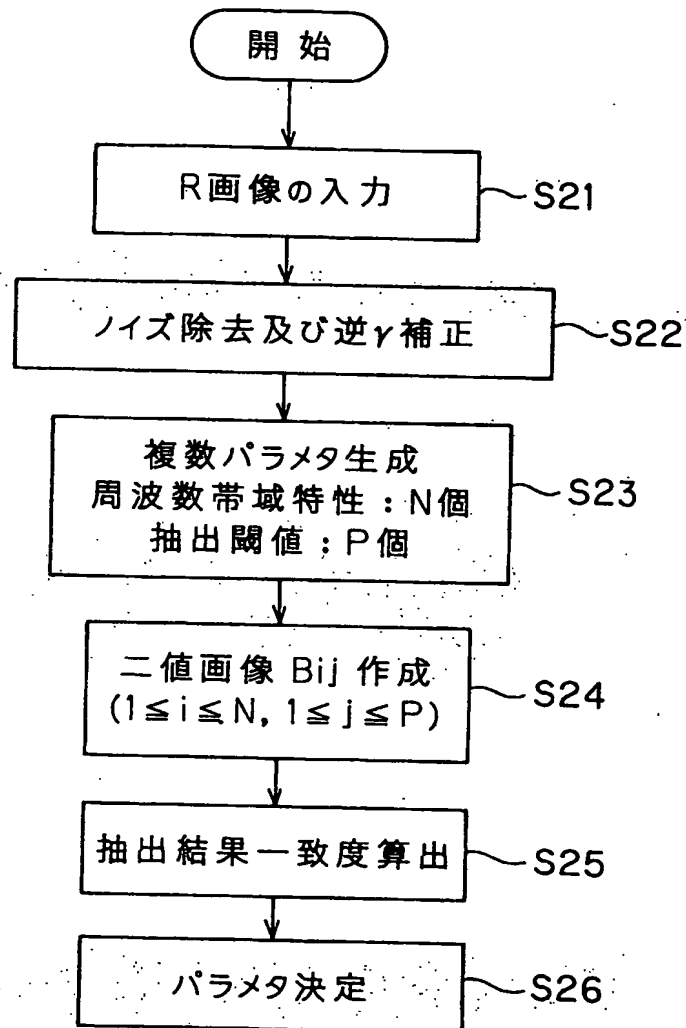


FIG. 18

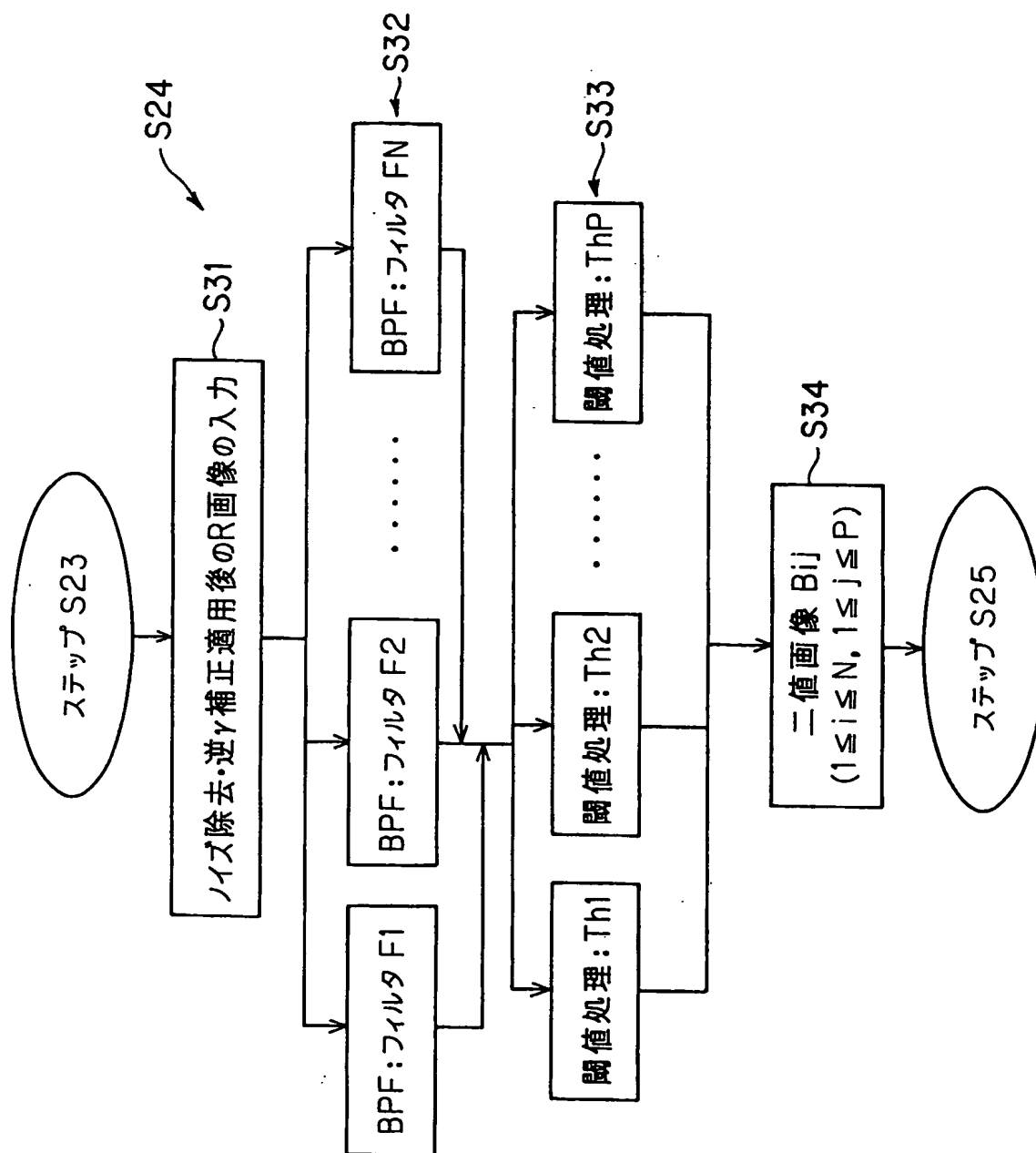


FIG. 19

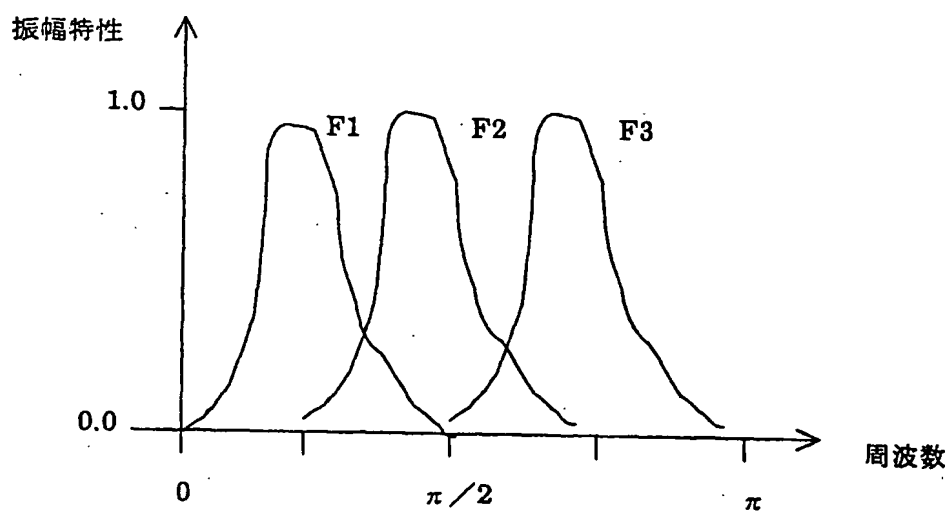


FIG. 20

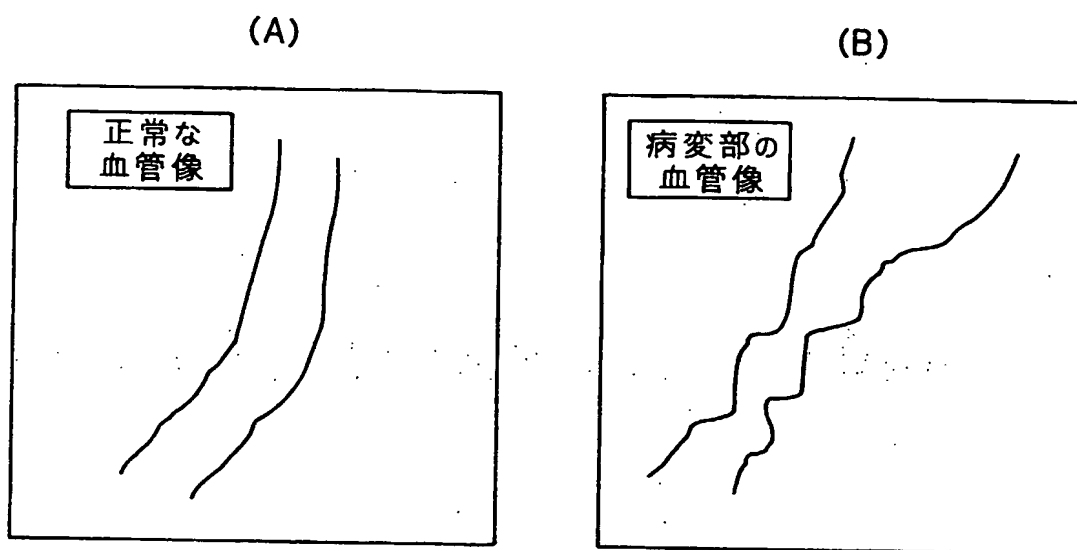


FIG. 21

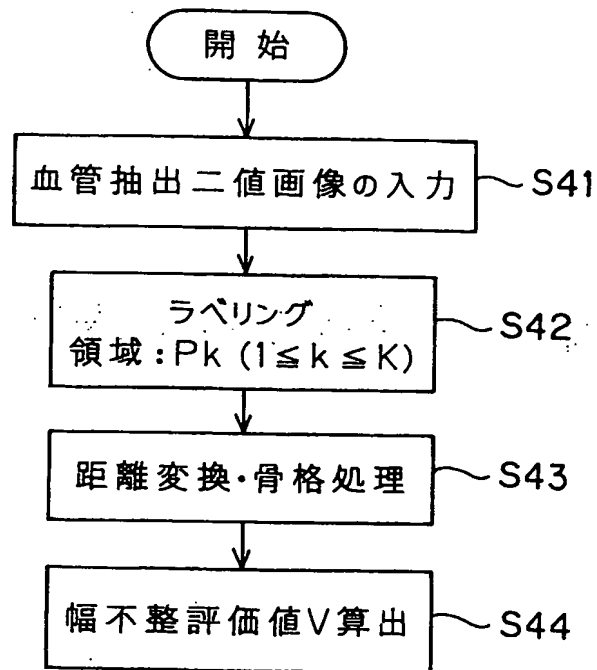


FIG. 22

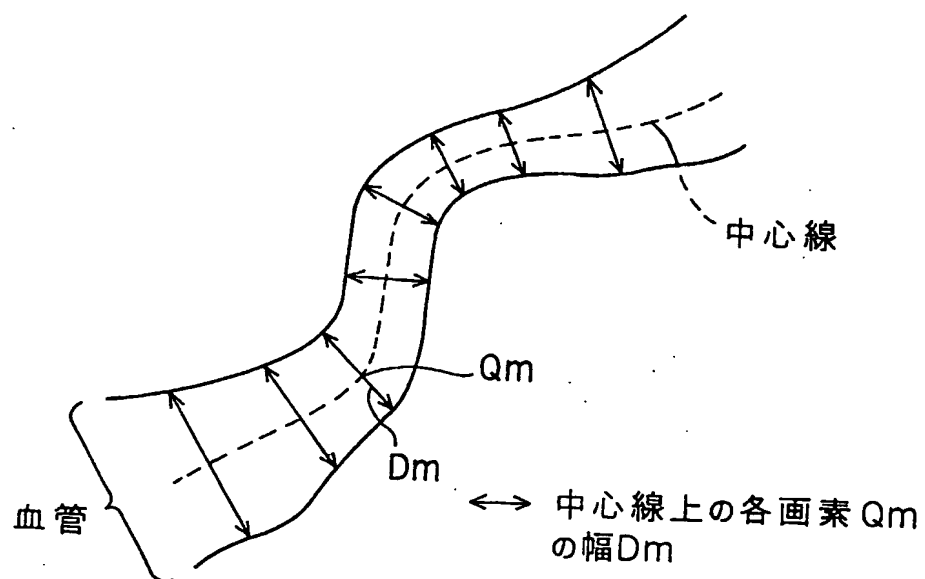
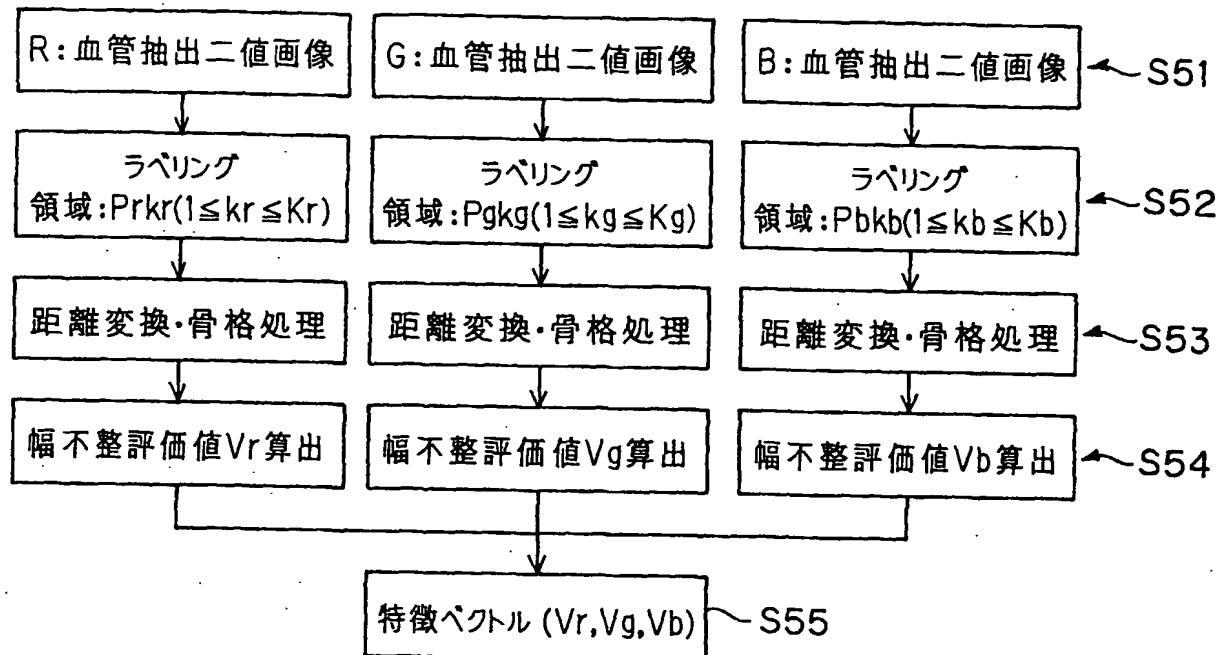


FIG. 23



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP03/15582

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER
Int.Cl⁷ A61B1/04

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)
Int.Cl⁷ A61B1/00-1/32Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched
Jitsuyo Shinan Koho 1922-1996 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2003
Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2003 Jitsuyo Shinan Toroku Koho 1996-2003

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	JP 2002-336193 A (Olympus Optical Co., Ltd.), 26 November, 2002 (26.11.02), Full text; Figs. 1 to 29 (Family: none)	30, 31
Y	Kanae SHIGEMOTO, "3-jigen Buttai Model o Mochiita Kyobu X-sen CT Gazo Kara no Kessetsu In'ei Ninshiki no Kosokuka", The Institute of Electronics, Information and Communication Engineers Gijutsu Kenkyu Hokoku, 24 January, 2002 (24.01.02), Vol.101, No.581, pages 1 to 6	30, 31
Y	JP 8-145628 A (Nippon Telegraph And Telephone Corp.), 07 June, 1996 (07.06.96), Full text; Figs. 1 to 6 (Family: none)	31

☒ Further documents are listed in the continuation of Box C. ☐ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:	"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention
"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance	"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone
"E" earlier document but published on or after the international filing date	"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art
"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)	"&" document member of the same patent family
"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means	
"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed	

Date of the actual completion of the international search
08 January, 2004 (08.01.04)Date of mailing of the international search report
27 January, 2004 (27.01.04)Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP03/15582

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2002-165757 A (Olympus Optical Co., Ltd.), 11 June. 2002 (11.06.02), Full text; Figs. 1 to 23 (Family: none)	30,31
A	JP 2918162 B2 (Olympus Optical Co., Ltd.), 23 April, 1999 (23.04.99), Full text; Figs. 1 to 16 (Family: none)	30,31
A	JP 11-271232 A (Hitachi Engineering & Services Co., Ltd.), 05 October, 1999 (05.10.99), Full text; Figs. 1 to 11 (Family: none)	30,31
P,A	JP 2003-265463 A (Nagoya Industrial Science Research Institute), 24 September, 2003 (24.09.03), Full text; Figs. 1 to 21 (Family: none)	30,31

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP03/15582

Box I Observations where certain claims were found unsearchable (Continuation of item 2 of first sheet)

This international search report has not been established in respect of certain claims under Article 17(2)(a) for the following reasons:

1. ☒ Claims Nos.: 1-29

because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely:

The technical feature of claims 1-29 relates to an image processing method including an extraction step for extracting a structure component as an extraction object in an image and a step of image input.
(Continued to extra sheet)

2. ☐ Claims Nos.:

because they relate to parts of the international application that do not comply with the prescribed requirements to such an extent that no meaningful international search can be carried out, specifically:

3. ☐ Claims Nos.:

because they are dependent claims and are not drafted in accordance with the second and third sentences of Rule 6.4(a).

Box II Observations where unity of invention is lacking (Continuation of item 3 of first sheet)

This International Searching Authority found multiple inventions in this international application, as follows:

1. ☐ As all required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers all searchable claims.
2. ☐ As all searchable claims could be searched without effort justifying an additional fee, this Authority did not invite payment of any additional fee.
3. ☐ As only some of the required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers only those claims for which fees were paid, specifically claims Nos.:
4. ☐ No required additional search fees were timely paid by the applicant. Consequently, this international search report is restricted to the invention first mentioned in the claims; it is covered by claims Nos.:

Remark on Protest ☐ The additional search fees were accompanied by the applicant's protest.
☐ No protest accompanied the payment of additional search fees.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP03/15582

Continuation of Box No. I-1 of continuation of first sheet(1)

The image is an endoscope image and the structure component is a blood vessel. The technical feature is characterized by the material collection step for measuring a structure of each organ of a human body for medical purpose such as finding a disease, i.e., diagnosis of a human body. Accordingly, these claims fall in the diagnostic methods practiced on the human or animal body and do not require search by this International Search Authority under the provisions of the PCT Article (2) (a) (1) and PCT Rule 39.1(iv).

A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC))

Int. Cl⁷ A61B1/04

B. 調査を行った分野

調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC))

Int. Cl⁷ A61B1/00-1/32

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの

日本国実用新案公報	1922-1996年
日本国公開実用新案公報	1971-2003年
日本国登録実用新案公報	1994-2003年
日本国実用新案登録公報	1996-2003年

国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)

C. 関連すると認められる文献

引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求の範囲の番号
Y	J P 2002-336193 A (オリンパス光学工業株式会社) 2002. 11. 26 全文、第1-29図 (ファミリーなし)	30, 31
Y	重本加奈恵、3次元物体モデルを用いた胸部X線CT画像からの結 節陰影認識の高速化、電子情報通信学会技術研究報告、2002. 01. 24、Vol. 101、No. 581、p. 1-6	30, 31
Y	J P 8-145628 A (日本電信電話株式会社) 1996. 06. 07 全文、第1-6図 (ファミリーなし)	31

☒ C欄の続きにも文献が列挙されている。☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。

* 引用文献のカテゴリー

「A」 特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの
「E」 国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの
「L」 優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す)
「O」 口頭による開示、使用、展示等に言及する文献
「P」 国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願

の日の後に公表された文献
「T」 国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの
「X」 特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの
「Y」 特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの
「&」 同一パテントファミリー文献

国際調査を完了した日

08. 01. 04

国際調査報告の発送日

27. 1. 2004

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁 (ISA/J P)
郵便番号100-8915
東京都千代田区霞が関三丁目4番3号

特許庁審査官 (権限のある職員)

安田 明央

2W 9309

電話番号 03-3581-1101 内線 3290

C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリ*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求の範囲の番号
A	JP 2002-165757 A (オリンパス光学工業株式会社) 2002. 06. 11 全文、第1-23図 (ファミリーなし)	30, 31
A	JP 2918162 B2 (オリンパス光学工業株式会社) 1999. 04. 23 全文、第1-16図 (ファミリーなし)	30, 31
A	JP 11-271232 A (株式会社日立エンジニアリングサービス) 1999. 10. 05 全文、第1-11図 (ファミリーなし)	30, 31
P, A	JP 2003-265463 A (財団法人名古屋産業科学研究所) 2003. 09. 24 全文、第1-21図 (ファミリーなし)	30, 31

第Ⅰ欄 請求の範囲の一部の調査ができないときの意見 (第1ページの2の続き)

法第8条第3項 (PCT17条(2)(a)) の規定により、この国際調査報告は次の理由により請求の範囲の一部について作成しなかった。

1. ☒ 請求の範囲 1-29 は、この国際調査機関が調査をすることを要しない対象に係るものである。つまり、
請求の範囲1~29に記載された事項は、画像中の抽出対象とする構造成分を抽出する抽出ステップを有する画像処理方法であるが、画像を入力するステップを含んでおり、前記画像は内視鏡画像であって、前記構造成分は血管であり、病気の発見等の医療目的で人間の身体の各器官の構造を計測するなどして各種の資料を収集する工程すなわち人間を診断する部分に技術的特徴を有するものであるので、人体又は動物の体の診断方法に該当し、PCT17条(2)(a)(1)及びPCT規則39.1(iv)に該当するため、この国際調査機関が調査をすることを要しない対象に係るものである。
2. ☐ 請求の範囲 _____ は、有意義な国際調査をすることができる程度まで所定の要件を満たしていない国際出願の部分に係るものである。つまり、
3. ☐ 請求の範囲 _____ は、従属請求の範囲であってPCT規則6.4(a)の第2文及び第3文の規定に従って記載されていない。

第Ⅱ欄 発明の単一性が欠如しているときの意見 (第1ページの3の続き)

次に述べるようにこの国際出願に二以上の発明があるときの国際調査機関は認めた。

1. ☐ 出願人が必要な追加調査手数料をすべて期間内に納付したので、この国際調査報告は、すべての調査可能な請求の範囲について作成した。
2. ☐ 追加調査手数料を要求するまでもなく、すべての調査可能な請求の範囲について調査することができたので、追加調査手数料の納付を求めなかった。
3. ☐ 出願人が必要な追加調査手数料を一部のみしか期間内に納付しなかったため、この国際調査報告は、手数料の納付のあった次の請求の範囲のみについて作成した。
4. ☐ 出願人が必要な追加調査手数料を期間内に納付しなかったため、この国際調査報告は、請求の範囲の最初に記載されている発明に係る次の請求の範囲について作成した。

追加調査手数料の異議の申立てに関する注意

- ☐ 追加調査手数料の納付と共に出願人から異議申立てがあった。
- ☐ 追加調査手数料の納付と共に出願人から異議申立てがなかった。